

UNIVERSIDAD DE ALMERIA

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA

MONTAJE Y CONTROL DE UNA ÓRTESIS  
ROBÓTICA PARA LA REHABILITACIÓN DE LA  
MANO

Curso 2018/2019

**Alumno/a:**

José Antonio Sáinz-Cantero Paredes

**Director/es:**

José Carlos Moreno Úbeda  
José Luis Guzmán Sánchez





UNIVERSIDAD DE ALMERÍA  
ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA

TRABAJO FINAL DEL GRADO  
INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL

**MONTAJE Y CONTROL DE UNA ÓRTESIS ROBÓTICA  
PARA LA REHABILITACIÓN DE LA MANO**

AUTOR:

JOSÉ ANTONIO SÁINZ-CANTERO PAREDES

TUTORES:

JOSÉ CARLOS MORENO ÚBEDA

JOSÉ LUIS GUZMÁN SANCHEZ



**TRABAJO FINAL DE GRADO**  
**GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL**



**MONTAJE Y CONTROL DE UNA ÓRTESIS ROBÓTICA**  
**PARA LA REHABILITACIÓN DE LA MANO**

Por:

**José Antonio Sáinz-Cantero Paredes**

Para la obtención del:

**Título del Grado en Ingeniería Electrónica Industrial**

Director:

Director:

Autor:

**Dr. José Carlos  
Moreno Úbeda**

**Dr. José Luis Guzmán  
Sánchez**

**José Antonio Sainz-  
Cantero Paredes**



## **AGRADECIMIENTOS**

A mis padres, por todo.

A Carmen, por su apoyo, por su visión crítica, y por su cariño.

Y a mis directores, por su inestimable ayuda.



# ÍNDICE

ÍNDICE .....	I
ACRÓNIMOS .....	III
NOMENCLATURA .....	V
RESUMEN .....	VII
ABSTRACT.....	VII
LISTA DE FIGURAS .....	IX
LISTA DE TABLAS.....	XI
CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN .....	1
1. MOTIVACIÓN DEL TRABAJO .....	2
2. OBJETIVOS .....	3
3. CONTEXTO.....	3
3.1. El Ictus.....	3
3.2. Robótica de rehabilitación.....	6
3.3. Resumen del estado del proyecto.....	7
4. RESUMEN DE RESULTADOS .....	10
5. PLANIFICACIÓN TEMPORAL .....	10
6. ESTRUCTURA DE LA MEMORIA.....	11
CAPÍTULO II: CÁLCULOS Y MONTAJE DE LA ÓRTESIS.....	13
1. INTRODUCCIÓN.....	14
2. SELECCIÓN DE DISPOSITIVOS.....	14
2.1. Muelles .....	14
2.2. Servomotores .....	16
2.3. Placa de control .....	19
2.4. Sensores .....	20
2.5. Batería .....	22
2.6. Cable <i>bowden</i> .....	23
2.7. Componentes electrónicos.....	23
2.8. Guantes.....	24



2.9. Velcro.....	25
3. MONTAJE.....	25
3.1. Montaje del exoesqueleto .....	25
3.2. Montaje del guante sensor.....	30
3.3. Montaje final de la órtesis.....	38
CAPÍTULO III: CONTROL DE LA ÓRTESIS.....	43
1. INTRODUCCIÓN.....	44
2. PROGRAMA DE CONTROL .....	45
CAPÍTULO IV: PRESUPUESTO.....	51
1. INTRODUCCIÓN.....	52
2. COSTES .....	52
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....	57
1. CONCLUSIONES .....	58
2. TRABAJOS FUTUROS .....	60
2.1. Modificaciones y necesidades.....	60
2.2. Aplicaciones y sistemas complementarios .....	62
CAPÍTULO VI: BIBLIOGRAFÍA .....	65
ANEXOS .....	71
ANEXO 1: CÓDIGO DEL PROGRAMA DE CONTROL DE LA ÓRTESIS .....	73

## ACRÓNIMOS

<b><i>Abreviatura</i></b>	<b><i>Significado Original</i></b>	<b><i>Significado en Castellano</i></b>
<i>PIP</i>	<i>Proximal Interpharangeal Joint</i>	Articulación interfaringeal proximal
<i>MP</i>	<i>Metacarpophalangeal Joint</i>	Articulación metacarpofalángica
<i>ABS</i>	<i>Acrylonitrile butadiene styrene</i>	Acilonitrilo Butadieno Estireno
<i>PWM</i>	<i>Pulse-Width Modulation</i>	Modulación por ancho de pulsos



## NOMENCLATURA

<i>Notación</i>	<i>Significado</i>	<i>Unidades</i>
<i>P</i>	Par del motor	N·m
<i>L</i>	Longitud de la órtesis	m
<i>C</i>	Carga	N
<i>Q</i>	Umbral de rentabilidad	u
<i>CF</i>	Coste Fijo	€
<i>PVP</i>	Precio de venta	€
<i>CVu</i>	Coste Variable unitario	€/u



## **RESUMEN**

El ictus o accidente cerebrovascular afecta a un gran número de personas, especialmente a aquellas de mayor de edad, y cuya principal consecuencia es la pérdida parcial o total de la movilidad de algunas partes del cuerpo.

El objetivo de este trabajo es el de montar y programar un exoesqueleto robótico u órtesis para asistir la rehabilitación de los dedos de la mano, de forma que sea el robot el que realice los ejercicios y no el fisioterapeuta. Como añadido a la premisa anterior, el coste del dispositivo deberá ser lo suficientemente asumible tanto por clínicas de fisioterapia como por los propios pacientes, de forma tal que su uso se extienda a un mayor número de estos últimos y las tasas de recuperación aumenten.

## **ABSTRACT**

The stroke affects a large number of people, especially the elders, and its main consequence is the partial or total lost of mobility of some parts of the body.

The objective of this project is to assemble and program a robotic exoskeleton or orthosis to assist the rehabilitation of hand's fingers, so that is the robot that performs the exercises and not the physiotherapist. As an addition to the previous premise, the cost of the device must be sufficiently affordable for both the physiotherapy clinics and by the patients themselves, in such a way that its use extends to a greater number of the latter and the recovery rates increase.



## LISTA DE FIGURAS

Figura I-1: Gráfico de mortandad por enfermedades cerebrovasculares según el sexo, representando la línea azul a los varones y la naranja a las mujeres (Instituto Nacional de Estadística, 2018) .....	4
Figura I-2: Número de defunciones por género según su causa en el año 2006 (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009).....	4
Figura I-3: Otras causas del ictus (Federación Española de Ictus, 2018).....	5
Figura I-4: Ejemplos de robots usados en rehabilitación: a) Exosqueleto HAL para la rehabilitación del tren inferior de la compañía Cyberdyne (Alvarez, R. 2018); b) Proficio, un brazo robot para la rehabilitación del tren superior de Barret Technology (FG Team, 2014); c) Guante robótico para la rehabilitación de la mano (Irimia, D. C., et al. 2016) y d) exoesqueleto para la rehabilitación de la mano (Abdallah, I. B., et al. 2017). .....	7
Figura I-5: Estructura de la órtesis de este proyecto (Delgado, J. L., 2017) .....	8
Figura I-6: Colocación de la órtesis en el dedo (Delgado, J. L., 2017) .....	8
Figura I-7: Modelo de Arduino que se va a utilizar (Arduino, 2018a) .....	9
Figura I-8: Ejemplos de sensores de flexión: a) sensor de flexión casero realizado con una fotorresistencia y un led (Leybon, J., et al. 2006) y b) sensor de flexión (Electan, 2018) .....	9
Figura II-1: Detalle de los muelles en la órtesis en el diseño preliminar (Delgado, J.L. 2017) .....	15
Figura II-2: Ejemplos de muelles: a) muelle de compresión (RS PRO, 2018) y b) muelle de torsión (Gutekunst Federn, 2018) .....	15
Figura II-3: Componentes de un servomotor (Ramírez, Y. 2010).....	17
Figura II-4: Tabla de pesos de cada parte de la mano (Rincón, A. 2015) .....	18
Figura II-5: Servomotor elegido (Tormodel, 2018a).....	19
Figura II-6: Arduino Mega 2560 rev 3 (Arduino, 2018a) .....	20
Figura II-7: Sensor de flexión (Electan, 2018).....	20
Figura II-8: Sensor de flexión casero (Leybon, J., et al. 2006) .....	21
Figura II-9: Batería Panasonic (RS, 2018a).....	22
Figura II-10: Cable <i>bowden</i> (RnDMOTO, 2018) .....	23
Figura II-11: Componentes electrónicos que se utilizaran para la elaboración del prototipo: a) Pulsador (BricoGeek, 2018a), b) led (RS, 2018b), c) resistencia de 10 K $\Omega$ (RS, 2018c), d) cables de tipo jumper (Roll Mecatronic, 2018) y e) conector de tipo clincher (BricoGeek, 2018b) .....	24
Figura II-12: Dispositivo que utiliza un guante de tela de licra, recubierto de neopreno (Aubin, P. M., et al. 2013).....	25
Figura II-13: Piezas del exoesqueleto .....	26
Figura II-14: Detalle de las uniones de las piezas: a) Unión 1 y b) Unión 2 .....	26
Figura II-15: Detalle del tornillo utilizado .....	27
Figura II-16: Varilla de Hierro (Tormodel, 2018b) .....	27
Figura II-17: Detalle de la porción de la varilla utilizada junto a las arandelas que sirven de tope .....	28
Figura II-18: Exoesqueleto montado en la posición completamente extendida (arriba) y recogida (abajo) .....	28
Figura II-19: Detalle del agujero practicado en la pieza correspondiente a la falange media .....	29



Figura II-20: Detalle de la funda del cable <i>bowden</i> con los topes realizados con cinta y la funda para el muelle.....	29
Figura II-21: Detalle de la estructura completa.....	30
Figura II-22: Detalle del sensor de flexión con el conector clincher .....	31
Figura II-23: Detalle del guante con el extremo del dedo medio cortado .....	31
Figura II-24: Detalle del guante estando la mano en posición extendida.....	32
Figura II-25: Detalle del guante y el sensor en el dedo flexionado .....	32
Figura II-26: Gráficas de las pruebas con el sensor libre del sujeto 1 .....	33
Figura II-27: Graficas de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 1.....	34
Figura II-28: Gráficas de las pruebas con el sensor libre del sujeto 2 .....	35
Figura II-29: Graficas de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 2.....	36
Figura II-30: Gráficas de las pruebas con el sensor libre del sujeto 3 .....	37
Figura II-31: Gráficas de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 3.....	37
Figura II-32: Detalle de la porción del velcro en la zona del dorso del guante .....	39
Figura II-33: Detalle de las tiras de velcro en el dedo .....	39
Figura II-34: Detalle del velcro colocado en el exoesqueleto .....	40
Figura II-35: Prototipo de órtesis completo .....	41
Figura III-1: Estructura de un programa de Arduino .....	44
Figura III-2: Definición de variables.....	45
Figura III-3: Subprograma de definición de entradas y salidas de Arduino .....	45
Figura III-4: Programa principal.....	46
Figura III-5: Subprograma de lectura del botón de inicio.....	47
Figura III-6: Subprograma de lectura del botón del modo rehabilitación.....	47
Figura III-7: Modo rehabilitación.....	48
Figura III-8: Subprogramas de aumento (izquierda) y disminución (derecha) de ángulo.....	49
Figura III-9: Subprograma para la lectura de sensor .....	50
Figura III-10: Subprogramas de comprobación de los límites.....	50
Figura V-1: Gráfica de la prueba con la órtesis completa .....	59
Figura V-2: Placa Arduino Lilypad (Arduino, 2018c).....	61
Figura V-3: Raspberry Pi 3 modelo B+ (Raspberry Pi, 2018) .....	64
Figura V-4: Ejemplo de gafas de realidad virtual (DCIM, 2018) .....	64

## LISTA DE TABLAS

Tabla I-1: Tabla de planificación temporal .....	11
Tabla II-1: Tabla en la que se especifica el par necesario para el movimiento de cada articulación (Kawasaki, H. et al. 2007) .....	15
Tabla II-2: Características del muelle de compresión .....	16
Tabla II-3: Características del servomotor.....	19
Tabla II-4: Características del sensor .....	21
Tabla II-5: Características de la batería .....	22
Tabla II-6: Características del cable <i>bowden</i> .....	23
Tabla II-7: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor libre del sujeto 1 .....	34
Tabla II-8: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 1.....	35
Tabla II-9: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor libre del sujeto 2 .....	35
Tabla II-10: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 2.....	36
Tabla II-11: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor libre del sujeto 3 .....	36
Tabla II-12: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 3.....	38
Tabla IV-1: Desglose del Coste Variable .....	53
Tabla IV-2: Desglose de costes .....	54



---

# **CAPÍTULO I**

## **INTRODUCCIÓN**

---

# CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

## 1. MOTIVACIÓN DEL TRABAJO

Hoy en día, una de las principales enfermedades que aquejan a los miembros de mayor edad de nuestra sociedad son los accidentes cerebrovasculares, comúnmente conocidos como ictus.

Una de las principales consecuencias derivadas de haber sufrido un accidente de este tipo, es que se pierde la movilidad de algunas zonas del cuerpo, además de producir un aumento de la rigidez de las articulaciones afectadas. Esto provoca, que la persona afectada por el ictus tenga que pasar por un lento periodo de rehabilitación cuyo objetivo final es que el paciente recupere poco a poco todas sus capacidades.

Durante la rehabilitación el paciente, con la asistencia de un fisioterapeuta, debe de realizar una serie de ejercicios repetitivos en los que se flexionan y extienden normalmente las articulaciones. Debido a la naturaleza de estos ejercicios, tanto el especialista como el paciente pueden sufrir el agotamiento al alargarse los ejercicios, además de que el tiempo que dedica el terapeuta a la asistencia de un paciente, no puede dedicárselo a otros, provocando una larga lista de espera.

Como solución a lo anteriormente expuesto se puede hacer uso de robots para asistir la rehabilitación. De esta forma se programan los ejercicios de forma precisa y no es necesaria la presencia del fisioterapeuta durante la ejecución, pudiendo este dedicar tiempo a otros pacientes, además de que el paciente, sin la asistencia del terapeuta, puede realizar la actividad cuando desee siempre y cuando posea el dispositivo.

Este trabajo se va a centrar en ese objetivo: construir un robot de rehabilitación económicamente accesible para que asista a personas que han sufrido un ictus, de forma que puedan ejercitar sus articulaciones sin necesidad de la supervisión constante de un especialista y en el momento que ellos deseen. Concretamente, el robot que se desarrollará en este proyecto está orientado a la rehabilitación de las manos, una parte delicada de la rehabilitación ya que suele sufrir mucho por la rigidez de sus articulaciones.

La intención con la cual se inicia este proyecto es la de diseñar y fabricar un robot que se pueda anexionar a la mano y sea capaz de flexionar y extender los dedos, ya sea de forma alterna o simultánea, según la actividad que haya programado el Fisioterapeuta. Además se pretende que este dispositivo sea capaz de utilizarse junto a la tecnología de realidad virtual para restablecer completamente las capacidades de los usuarios.

## 2. OBJETIVOS

Dado que el proyecto de diseño y fabricación de un exoesqueleto es de una gran extensión debido a que requiere de un largo proceso de investigación, desarrollo y optimización, es necesario desglosarlo en una serie de proyectos menos ambiciosos de forma que el resultado final sea una órtesis completamente operativa y cuyas deficiencias se hayan disminuido o eliminado.

Este trabajo es un escalón más hacia el objetivo final que es la fabricación del dispositivo completo y funcional. A lo largo de estas páginas se realizará un estudio de todos los componentes necesarios, tanto a nivel de software y hardware, para el montaje de un primer prototipo completamente funcional. Por tanto los objetivos a cumplir son:

- Seleccionar, para seguidamente adquirir, los componentes mecánicos y electrónicos en base al trabajo anterior (Delgado, J.L. 2017), complementándolo en caso necesario.
- Realizar el montaje de la estructura de la órtesis, de forma que se adapte perfectamente a la mano sin causar molestias ni lesiones.
- Programar el exoesqueleto de forma que sea capaz de realizar los movimientos requeridos: flexionar y extender el dedo.
- Realizar un estudio orientativo del coste que supondría la fabricación del dispositivo.

La consecución de estos objetivos llevará a la obtención de la estructura y la funcionalidad de un solo dedo de la órtesis final, de forma que lo aquí realizado se pueda extrapolar al resto del proyecto.

## 3. CONTEXTO

### 3.1. El Ictus

El ictus, también conocido como accidente cerebrovascular, es una enfermedad que afecta a un gran número de personas. Pese a que se ha ido reduciendo el número de afectados a lo largo de los años (como se muestra en la gráfica de la Figura I-1 extraída del Instituto Nacional de Estadística), gracias a las técnicas de prevención, sigue siendo en España (como se puede apreciar en la Figura I-2) la primera causa de mortandad en mujeres y la tercera en hombres según (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009). Esta enfermedad normalmente afecta a personas de avanzada edad, si bien puede producirse

también, aunque raramente, en niños. Además, es la primera causa de invalidez en personas adultas.

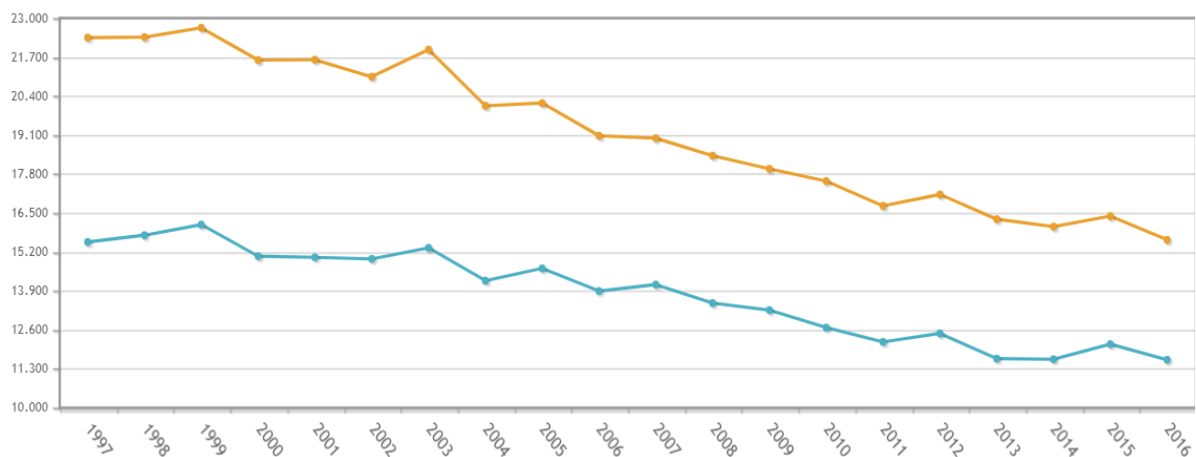


Figura I-1: Gráfico de mortalidad por enfermedades cerebrovasculares según el sexo, representando la línea azul a los varones y la naranja a las mujeres (Instituto Nacional de Estadística, 2018)

**Tabla 12.** Número de defunciones según la causa de muerte más frecuente (1) y sexo. Año 2006

Enfermedades	Varones	Mujeres	Total
Enfermedades isquémicas del corazón	21.194	15.882	37.076
Enfermedades cerebrovasculares	13.849	19.038	32.887
Cáncer de bronquios y pulmón	16.879	2.634	19.513
Insuficiencia cardíaca	6.562	12.326	18.888
Enfermedades crónicas de vías respiratorias inferiores	10.770	3.563	14.333
Demencia	3.639	7.576	11.215
Cáncer de colon	5.642	4.284	9.926
Diabetes mellitus	3.818	5.854	9.672
Enfermedad de Alzheimer	2.806	6.368	9.174
Neumonía	4.083	3.729	7.812
Enfermedad hipertensiva	2.120	4.555	6.675
Insuficiencia renal	3.003	3.032	6.035
Cáncer de mama	65	5.956	6.021
Cáncer de estómago	3.542	2.174	5.716
Cáncer de próstata	5.413	—	5.413
<b>TOTAL DE ENFERMEDADES</b>	<b>194.154</b>	<b>177.324</b>	<b>371.478</b>

(1) Causas con peso relativo superior a 1,4%.  
Fuente: INE 2006.

Figura I-2: Número de defunciones por género según su causa en el año 2006 (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009)

La probabilidad de sufrir esta enfermedad tiende a aumentar con la edad, aunque puede producirse también por otros factores como pueden ser el consumo de tabaco, de alcohol o un aumento de la presión arterial (en la Figura I-3 pueden observarse otras posibles causas). Esto puede provocar la rotura u obstrucción de un vaso sanguíneo lo cual disminuye el flujo de sangre que llega al cerebro provocando el Ictus.

Según el origen de esta falta o ausencia de sangre, el Ictus puede clasificarse en dos categorías (Ministerio de Sanidad y Política Social, 2009):

- Ictus isquémicos: se pueden producir por alteraciones en la cantidad de sangre que llega al cerebro (por ejemplo debido a una embolia o trombosis) o en la calidad de la misma (un claro ejemplo sería la anemia). La gravedad de la enfermedad dependerá del tiempo durante el cual se produce, siendo más grave si su duración se alarga, esto permite clasificar a su vez este tipo de Ictus en transitorios si duran menos de 24 horas (no suelen dejar secuelas permanentes) o en infartos cerebrales, que suelen causar daños severos y empeoran cuanto más tiempo pase.
- Ictus hemorrágicos: se producen por rotura de un vaso sanguíneo encefálico y es el tipo más grave de ictus debido a las complicaciones de la intervención médica que precisa. Su clasificación depende de donde se localice la rotura siendo intercerebral, subaracnoidea, hematoma subdural o epidural.



Figura I-3: Otras causas del ictus (Federación Española de Ictus, 2018)



Al ser una enfermedad que se produce en el cerebro, las principales consecuencias tras sufrirlo suelen ser de tipo neurológico, provocando principalmente disminuciones de las capacidades motoras (como la parálisis total o parcial del cuerpo) y mentales (pérdida del habla o afasia y trastornos cognitivos) del paciente, además de posibles secuelas psicológicas como la depresión. Por esto es necesario que el paciente pase por un periodo de rehabilitación, durante el cual el paciente sea sometido a distintos tipos de terapias para recuperar así todas sus capacidades.

La terapia física, en la que se centra este proyecto, consiste en una serie de ejercicios repetitivos en los que el paciente es atendido por un fisioterapeuta. En estos ejercicios, el fisioterapeuta realiza una serie de movimientos en las articulaciones que han sido perjudicadas por el ictus para así reducir la espasticidad o rigidez de las mismas, de forma que el paciente recupere, en cierta medida, su capacidad motriz.

Un problema añadido a las consecuencias del ictus son las repercusiones económicas que este tipo de tratamientos suelen tener sobre las familias de los afectados, ya que suponen un coste de entre 10000 y 25000€ y el actual sistema sanitario proporciona una ayuda económica muy reducida. Debido a esto es necesario encontrar una solución más económica para el cuidado y rehabilitación de las personas que han sufrido esta enfermedad.

### 3.2. Robótica de rehabilitación

La rehabilitación física consiste en un conjunto de ejercicios repetitivos llevados a cabo por el paciente o normalmente el fisioterapeuta, ya que en muchos casos el afectado es incapaz de realizar los ejercicios por sí mismo. Esto puede provocar que la actividad se vuelva incómoda y tediosa para ambos, además de que al ver que es necesaria otra persona para que se puedan realizar los ejercicios, el estado psicológico del paciente puede empeorar. Una de las posibles soluciones para este problema es el uso de robots.

La robótica en los últimos años ha avanzado a pasos agigantados siendo su principal premisa la de facilitar el trabajo al ser humano, especialmente en actividades peligrosas para los trabajadores o que requieran la repetición de una serie de pautas con una gran exactitud. En este último aspecto destaca la aplicación de los robots en la rehabilitación y fisioterapia.

La robótica de rehabilitación consiste en el uso de robots para asistir al paciente o al especialista en los ejercicios a realizar, sin que sea necesaria la acción directa del terapeuta sobre el paciente (algunos ejemplos se pueden observar en la Figura I-4). Con respecto a la estructura de estos dispositivos, muchos consisten en un exoesqueleto que mediante una serie de actuadores y sensores ejecuta el movimiento programado. Estos exoesqueletos que actúan directamente sobre el cuerpo humano, se conocen como órtesis.



Figura I-4: Ejemplos de robots usados en rehabilitación: a) Exosqueleto HAL para la rehabilitación del tren inferior de la compañía Cyberdyne (Alvarez, R. 2018); b) Proficio, un brazo robot para la rehabilitación del tren superior de Barret Technology (FG Team, 2014); c) Guante robótico para la rehabilitación de la mano (Irimia, D. C., et al. 2016) y d) exosqueleto para la rehabilitación de la mano (Abdallah, I. B., et al. 2017).

### 3.3. Resumen del estado del proyecto

El robot que se va a tratar en este trabajo consiste en un exoesqueleto que se sujeta a la mano estando ésta en la posición de puño cerrado en la que suelen estar las manos de las personas que han sufrido un ictus. Como se puede apreciar en la Figura I-5, la órtesis consta de tres partes: una fija, que se sujeta al metacarpo; y dos partes móviles que se sujetan a su vez a la falange proximal y media (en la Figura I-6 se muestra cómo se sujeta la estructura al dedo).

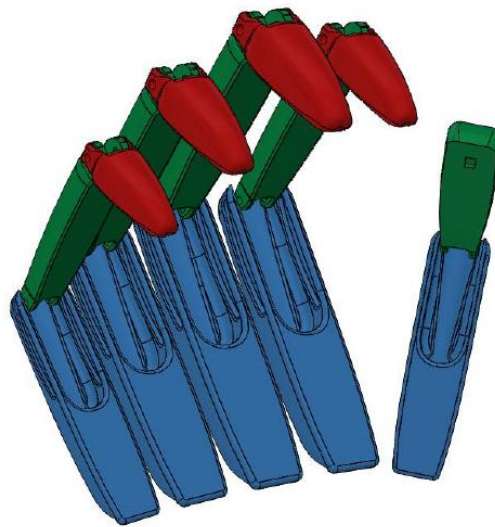


Figura I-5: Estructura de la órtesis de este proyecto (Delgado, J. L., 2017)

Debido a que el principal objetivo de este proyecto es el de obtener una órtesis completamente funcional y con un coste reducido, para facilitar así su adquisición por parte del paciente, se decidió hacer uso de materiales que pudieran utilizarse en la impresión 3D. De esta forma el coste podría reducirse y se podría, además, adaptar el tamaño del exoesqueleto a la mano del usuario de forma sencilla. El material para la realización de los prototipos será ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno), que es un plástico muy resistente cuyo uso en ingeniería está muy extendido. Una vez el proyecto finalice, para la órtesis se utilizara MEDICAL SMARTFIL de Smart Materials 3D (Smart Materials 3D, 2018), un material específicamente diseñado para su uso en aplicaciones relacionadas con la salud.

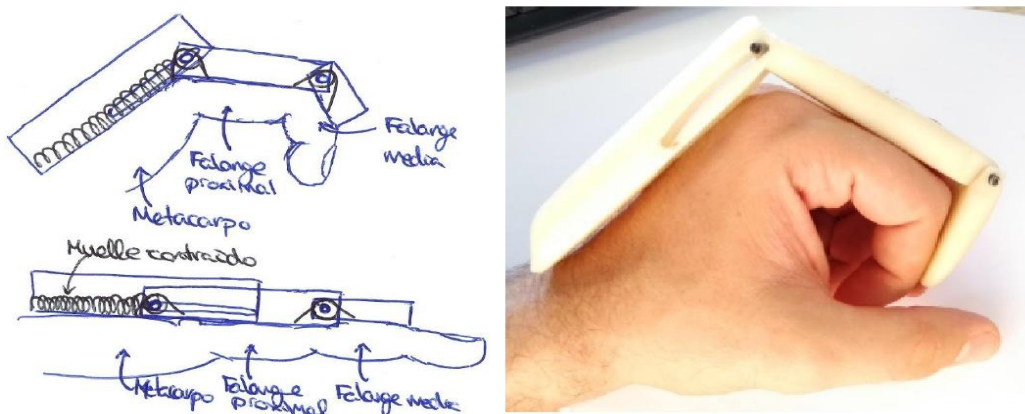


Figura I-6: Colocación de la órtesis en el dedo (Delgado, J. L., 2017)

El sistema de movimiento del exoesqueleto consta de un solo grado de libertad, lo cual permite reducir la cantidad de actuadores necesarios, además de facilitar el control. El sistema consiste en un servomotor que estará sujeto al brazo y será comandado por una placa Arduino MEGA 2560 rev 3 (ver Figura I-7). El movimiento del servomotor se transmite a la órtesis mediante un cable *bowden* que está conectado al eslabón final del dedo, de forma que al producirse un giro en el motor el cable tirará o empujará la punta de la órtesis estirando o flexionando el dedo.

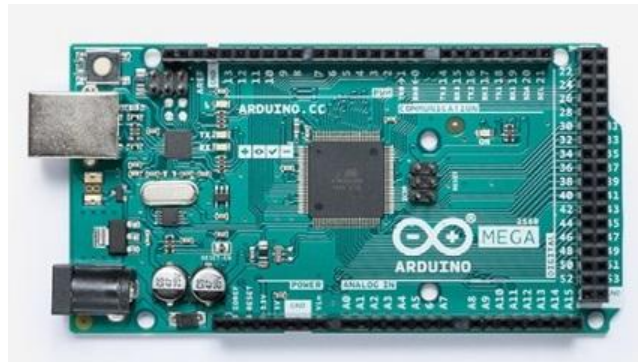


Figura I-7: Modelo de Arduino que se va a utilizar (Arduino, 2018a)

El algoritmo de control se implementa utilizando el software propio de Arduino. Se monitorea continuamente la posición en la que se encuentra la estructura. Para ello se usan una serie de sensores que permiten estimar el ángulo en el que se encuentra cada eslabón. Se pueden utilizar sensores de flexión o similares como los de la Figura I-8.

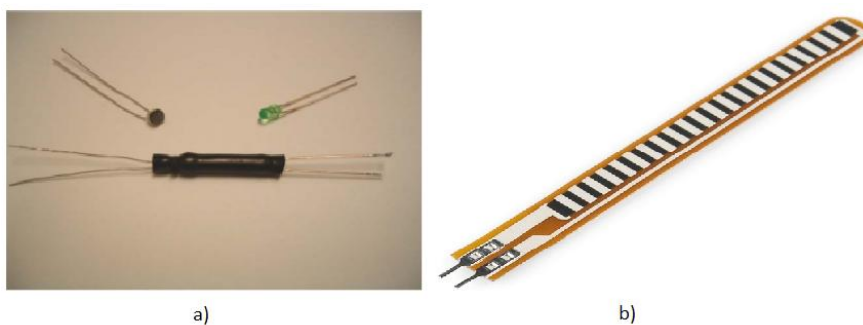


Figura I-8: Ejemplos de sensores de flexión: a) sensor de flexión casero realizado con una fotorresistencia y un led (Leybon, J., et al. 2006) y b) sensor de flexión (Electan, 2018)

En el trabajo (Delgado, J.L. 2017) se diseñó el modelo 3D de cada dedo y se hizo un listado de los componentes necesarios para el desarrollo del proyecto. Estos datos y materiales servirán de punto de partida para el actual trabajo.

#### 4. RESUMEN DE RESULTADOS

El resultado final de este trabajo ha sido la obtención de un primer prototipo completamente programado y funcional para la rehabilitación del un dedo. Para ello se ha utilizado como base el trabajo (Delgado, J.L. 2017) y este se ha ido complementando con el fin de reducir las carencias del mismo.

Una vez realizado el montaje, se diseñó el programa de control, que consiste en aumentar y disminuir el ángulo en el que se encuentra el eje del servomotor de forma que al aumentar tire del cable y al disminuir permita al dedo volver a su posición inicial. El control del ángulo se realiza en base a la señal del sensor de flexión que se encuentra ubicado encima del dedo y pegado a este, haciendo que el motor se detenga si el movimiento del dedo es bloqueado por el paciente.

Además a lo largo del desarrollo del trabajo se han ido encontrando una serie de necesidades y de posibles usos que pueden ser de gran interés para trabajos futuros.

#### 5. PLANIFICACIÓN TEMPORAL

El proceso de realización de este trabajo ha sido bastante largo y se ha tenido que desarrollar en diferentes etapas:

- La primera etapa ha sido probablemente la más importante de todo el proyecto. En ella se realizó la revisión de artículos y proyectos que tenían relación con el tema de este trabajo, de forma que permitieran hacerse una idea de las necesidades de éste y de cómo se podrían resolver los problemas que fueran surgiendo en su desarrollo.
- Tras la primera etapa, fue posible determinar las necesidades de algunos componentes que compondrían el primer prototipo de la órtesis y su posterior adquisición. También se incluyó en esta segunda etapa la impresión 3D de las tres piezas que componen la estructura de un dedo.

- Una vez obtenidos todos los componentes y como tercera etapa, se realizó el montaje del dispositivo. Durante esta fase se observaron algunas deficiencias de diseño que se trataron de solucionar.
- Durante la cuarta etapa se realiza la programación del prototipo, de forma que el servomotor se mueva y produzca el movimiento del dedo dentro de los márgenes establecidos, para lo que es necesario hacer uso del sensor.
- Estando ya programado y montado se realizaron unos últimos ajustes del prototipo para poder situarlo correctamente en el brazo, conformando así la sexta y última etapa de diseño.
- Aunque no forma parte del diseño del prototipo como tal, la redacción de esta memoria se podría considerar como la séptima etapa del trabajo, ya que todo el proceso de programación y montaje del dispositivo queda reflejado en ella.

Las estimaciones del tiempo invertido en la culminación de cada etapa queda reflejado en la Tabla I-1, siendo el total de horas invertidas en la realización de este trabajo de 320 horas.

Tabla I-1: Tabla de planificación temporal

<b>ACTIVIDAD</b>	<b>TIEMPO</b>
Revisión Bibliográfica	100 horas
Cálculo y Selección de Componentes	20 horas
Montaje	20 horas
Programación	60 horas
Ajustes del Prototipo	10 horas
Redacción de la Memoria	110 horas
<b>Total</b>	<b>320 horas</b>

## 6. ESTRUCTURA DE LA MEMORIA

Dada la extensión de lo desarrollado en este trabajo final de grado, la memoria se ha estructurado en cinco capítulos en los que se desglosa el proceso para la consecución de los objetivos expuestos en este capítulo.

Los capítulos que componen esta memoria son:

- **Introducción:** En este capítulo se presenta el trabajo en sí y se describen los diferentes objetivos por los cuales se plantea el desarrollo del mismo. Además se realiza una exposición acerca de los orígenes de la idea y del punto de partida del proyecto.
- **Cálculos y montaje de la órtesis:** en este apartado se expone todo el proceso de selección de componentes, así como el montaje todos los elementos del dispositivo.
- **Control de la órtesis:** a lo largo de este capítulo se explica con detalle el programa de control de la órtesis.
- **Presupuesto:** en este capítulo se realiza un estudio económico del proyecto cuya finalidad orientativa es la de comprobar si el mismo cumple con el objetivo de ser económicamente viable.
- **Conclusiones y trabajos futuros:** este capítulo expone las conclusiones alcanzadas tras haber finalizado el trabajo, y detalla los posibles trabajos futuros para la obtención final del exoesqueleto, así como posibles sistemas complementarios.
- **Bibliografía:** aquí se muestra una lista que contiene todas las fuentes de información que han permitido la realización de este trabajo

---

## **CAPÍTULO II**

# **CÁLCULOS Y MONTAJE DE LA ÓRTESIS**

---



## CAPÍTULO II. CÁLCULOS Y MONTAJE DE LA ÓRTESIS

### 1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se realiza una descripción de todos los pasos llevados a cabo para obtener como resultado el prototipo de órtesis para un solo dedo y para ello se ha descompuesto en dos secciones:

- En la primera se realiza una descripción de los componentes seleccionados así como de los cálculos que ha sido necesario realizar para su correcto dimensionamiento. Este apartado es de gran importancia ya que la elección de algunos componentes puede afectar a la selección de otros.
- A lo largo de la segunda sección se explica cómo se ha realizado el montaje tanto del exoesqueleto como del guante sensor y cómo se unen estas dos partes para conformar la órtesis. Además se detallan las razones por las que ha sido necesario realizar cambios a la idea original de la estructura desarrollada en (Delgado, J.L. 2017).

### 2. SELECCIÓN DE DISPOSITIVOS

#### 2.1. Muelles

En el funcionamiento de la órtesis se realizan dos movimientos uno de extensión del dedo cuando el servomotor tira de la órtesis y otro de flexión en el que el servomotor gira en sentido contrario permitiendo a la mano volver a la posición de puño cerrado.

El problema del movimiento de flexión es que el motor por sí solo no empuja el dedo a su posición inicial, por lo que es necesario que se el propio dedo el que realice ese movimiento. Dada la rigidez del dedo es muy probable que este se flexione muy poco o que directamente no lo haga, por lo que es necesario un sistema que asista a esta parte de la terapia. La solución es el uso de muelles.

Como se puede observar en la Figura II-1, en (Delgado, J.L. 2017) se estimó que harían falta tres muelles: uno de compresión y dos de torsión (en la Figura II-2 se pueden observar los dos tipos de muelles). De esta forma los muelles de torsión permitirían que cada articulación girase y el muelle de compresión facilitaría el desplazamiento de la órtesis.

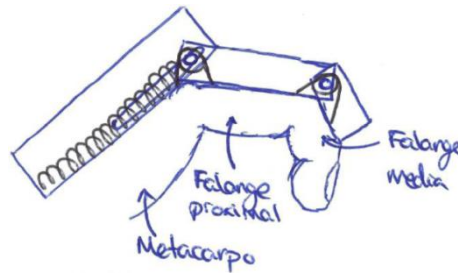


Figura II-1: Detalle de los muelles en la órtesis en el diseño preliminar (Delgado, J.L. 2017)



Figura II-2: Ejemplos de muelles: a) muelle de compresión (RS PRO, 2018) y b) muelle de torsión (Gutekunst Federn, 2018)

Para el correcto dimensionamiento de los muelles es necesario conocer la fuerza necesaria para conseguir flexionar la articulación. En (Kawasaki, H., et al. 2007), realizan un estudio sobre el par necesario para flexionar y extender cada uno de los dedos. Dichos resultados se pueden apreciar en la tabla de la Tabla II-1.

Tabla II-1: Tabla en la que se especifica el par necesario para el movimiento de cada articulación (Kawasaki, H. et al. 2007)

				4
Finger	Number of fingers			4
	DOF			3
	Movable range (deg)	MP joint	Extention/Flexion	0 - 90
			Adduction/Abducti	0 - 45
		PIP joint	Extention/Flexion	0 - 100
	Maximum torque (Nm)	MP joint	Extention/Flexion	0.29
Adduction/Abducti			0.16	
	PIP joint	Extention/Flexion	0.29	
Thumb	DOF			4
	Movable range (deg)	CM joint	Extention/Flexion	0 - 90
			Adduction/Abducti	0 - 60
		MP joint	Extention/Flexion	0 - 60
		IP joint	Extention/Flexion	0 - 80
	Maximum torque (Nm)	CM joint	Extention/Flexion	0.3
			Adduction/Abducti	0.3
		MP joint	Extention/Flexion	0.26
	IP joint	Extention/Flexion	0.26	
Hand holding part	Adjustable range (mm)	Anteroposterior direction	32	
		Heightwise direction	20	

La articulaciones en las que se centra la órtesis de este proyecto son la articulación PIP (una la falange media y proximal) y la MP (entre la falange proximal y el metacarpo) de los dedos. En estas articulaciones, al comparar los valores del torque máximo del pulgar y los otros dedos, se aprecia que los valores máximos de par o torque son de 0.29 Nm tanto para las articulaciones PIP como las MP.

Como también se puede observar en la Tabla II-1, en el caso del pulgar el máximo par en la articulación MP es 0.26 Nm, una valor distinto al de los demás dedos. Debido a esto se considera para la selección de los muelles que el par del pulgar es igual al de los demás dedos, de esta forma se simplifica la selección de los muelles, ya que los que sean validos para los demás dedos servirán para el pulgar.

Con estos datos se pueden ya seleccionar los muelles de torsión. Estos muelles serán los encargados de producir el giro en las articulaciones de forma que el dedo vuelva a su posición flexionada. Por lo tanto, el par de estos muelles debe ser superior a 0.29 Nm para así poder flexionar las dos articulaciones del dedo.

El muelle de compresión es un apoyo para asistir al servomotor por lo que tiene que ejercer una fuerza suficiente para empujar la órtesis y no debe ejercer una resistencia a compresión excesiva para evitar sobrecargar el servomotor. Se estima que será necesario un muelle con una fuerza de 3 N aproximadamente como el de la Figura II-4. Sus características se muestran en la Tabla II-2.

Tabla II-2: Características del muelle de compresión

CARACTERÍSTICA	VALOR
Diámetro Externo	4.32 mm
Longitud libre	41.9 mm
Longitud mínima de funcionamiento	9.5 mm
Frecuencia del resorte	0.08 N/mm
Material	Acero Inoxidable

## 2.2. Servomotores

La elección del servomotor es una parte muy importante del proyecto, ya que será el actuador que se encargará de producir el movimiento del dedo.

Los servomotores son un tipo especial de motor de corriente continua con un sistema de regulación que permite el control de la posición de su eje, además de la velocidad de giro del mismo. Normalmente necesitan una tensión de alimentación entre 3 y 6 voltios y son comandados mediante señales PWM (Modulación por Ancho de Pulsos). Un servomotor consta de diversos componentes como se aprecia en la Figura II-3.

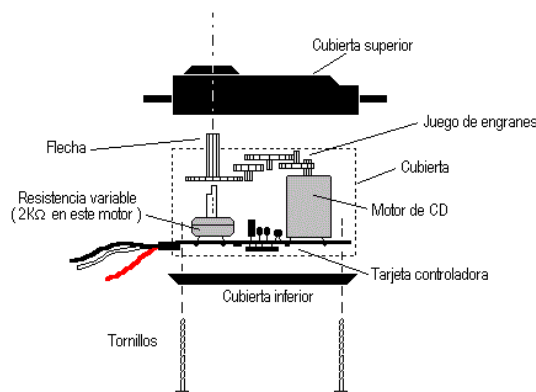


Figura II-3: Componentes de un servomotor (Ramírez, Y. 2010)

De todos los componentes del servo, destacan cuatro:

- Motor de corriente continua: proporciona el movimiento y su velocidad y dirección dependen de la polaridad de la señal eléctrica que recibe.
- Engranajes reductores: se encargan de reducir la velocidad del motor para crear un par mayor en el eje del motor.
- Circuito de control: es una placa electrónica que permite ubicar el eje en la posición deseada.
- Sensor: normalmente es un potenciómetro y permite conocer la posición en la que se encuentra el eje.

Todo servomotor consta de tres cables: alimentación, referencia y señal de control. La coloración de estos suele variar entre las marcas pero todos tienen la misma función (el cable de alimentación suele ser de color rojo, el de referencia negro o marrón, y finalmente el de la señal de control puede ser amarillo, blanco o naranja).

Para elegir de forma correcta el servomotor es necesario conocer el par necesario para realizar el movimiento. El par o torque del motor es el momento de fuerza que se ejerce sobre el eje, y para dimensionarlo se deben conocer las fuerzas que están presentes tanto en el dedo como en la órtesis. El par se calcula como el producto de la carga a desplazar por la longitud de la órtesis (ecuación (2.1)) como se explica en el proyecto de (Chamorro, K. 2016).

$$P = L \cdot C \quad (2.1)$$

Donde  $P$  es el par del motor,  $L$  la longitud de la órtesis y  $C$  la carga que va a mover.

La carga que va a tener que mover el motor consiste en la suma del peso del dedo y el de la propia órtesis (concretamente el de las piezas de la falange proximal y media). Por un lado,

diversos estudios han calculado el peso estándar de cada falange y de la propia mano. Uno de esos estudios es el realizado en (Rincón, A. 2015), cuyo resultado se muestra en la Figura II-4.

Diagrama	Número	Peso en gramos
	1	275.17
	2	26.84
	3	26.84
	4	16.78
	5	26.84
	6	30.20
	7	16.78
	8	26.84
	9	16.78
	10	23.49
	11	13.42

Figura II-4: Tabla de pesos de cada parte de la mano (Rincón, A. 2015)

De la anterior figura se puede concluir que el máximo peso de un dedo será de aproximadamente 53.56 gramos (el peso total del pulgar). Este peso equivale a unos 0.53 N.

Por otro lado es necesario calcular el peso máximo aproximado del exosqueleto de un dedo. Dicho cálculo es muy complicado, ya que el tamaño de la órtesis varía de una mano a otra según la persona; por lo que se estima que será de unos 0.245 N (unos 25 g aproximadamente).

Para la longitud de la órtesis se va a considerar una distancia total de 30 cm, considerando la posición en la que se encontrará el servomotor.

Con los valores obtenidos anteriormente, a partir de la ecuación (2.1), es posible calcular el par mínimo del servo como se indica en la ecuación (2.2):

$$P = L \cdot C = 30[\text{cm}] \cdot \frac{1[\text{m}]}{100[\text{cm}]} \cdot (0,53[\text{N}] + 0.245[\text{N}]) = 0,2325 [\text{Nm}] \quad (2.2)$$

Al valor del par obtenido es necesario añadirle el par mínimo necesario para producir el movimiento de la articulación de una persona que ha sufrido un ictus (como se comentó anteriormente en el apartado 2.1.1). De los valores mínimos necesarios para producir este movimiento, el máximo par es de 0.29 Nm, y como normalmente moverá dos de estas articulaciones, se considerará el doble. Por tanto el valor final del par del servo será de unos 0.813 Nm.

Muchos de los servomotores que hay en el mercado no utilizan las mismas unidades para definir el par, por lo que es necesario cambiar las unidades de Nm a Kg-cm, por lo que al realizar la conversión el par mínimo necesario es de 8.30 kg-cm.

Para este dimensionamiento no se han tenido en cuenta los muelles (ya que en un principio no se van a integrar los muelles de torsión en el prototipo). Es necesario un servomotor que sea capaz de cumplir la especificación anterior y que pueda soportar un esfuerzo extra si en trabajos futuros se añaden los muelles.

Finalmente se ha seleccionado un servomotor cuyo par varía entre 13 y 15 kg-cm según la alimentación (ver Figura II-5). En la Tabla II-3 se encuentran algunas de sus características.



Figura II-5: Servomotor elegido (Tormodel, 2018a)

Tabla II-3: Características del servomotor

CARACTERÍSTICA	VALOR
Par	13 Kg-cm a 4.8V y 15 kg-cm a 6V
Tamaño	40.8 x 20.1 x38.8 mm
Peso	55g

### 2.3. Placa de control

Numerosos proyectos de robótica utilizan placas Arduino debido a su gran versatilidad y su amplio abanico de aplicaciones. El dispositivo que se va a utilizar para el control es un Arduino Mega 2560 rev 3 (ver Figura II-6). Este dispositivo con 54 entradas y salidas digitales, de las cuales 15 son salidas PWM (las cuales nos interesan para el control de los servos) y 16 son salidas analógicas. Esta placa está basada en el microcontrolador ATmega2560.



Figura II-6: Arduino Mega 2560 rev 3 (Arduino, 2018a)

Las placas Arduino tienen su propio entorno de desarrollo (Arduino IDE), lo cual facilita en gran medida la programación del dispositivo. Además cuentan con una librería propia para el control de servomotores (Arduino, 2018) simplificando aún más la programación.

Arduino puede soportar el control de una gran cantidad de servomotores a la vez (concretamente la placa que se va a utilizar en este proyecto puede controlar hasta 48 servos), pero debido a la cantidad de energía que suelen requerir estos dispositivos, si se van a utilizar más de dos servos, es necesario que estos sean alimentados por una fuente externa, que no sea la propia placa (Arduino, 2018).

## 2.4. Sensores

Los ejercicios de rehabilitación en los que se centra este dispositivo son, como se ha explicado anteriormente, movimientos de flexión y extensión, por lo que la posición en la que se encuentre el dedo es de suma importancia. Para que sea posible conocer la posición angular del dedo es necesario el uso de sensores de flexión.

Los sensores de flexión se basan en el funcionamiento de un potenciómetro, de forma que según el ángulo en el que se encuentre el dispositivo su resistencia variará (la Figura II-7 muestra un ejemplo de sensor de flexión).

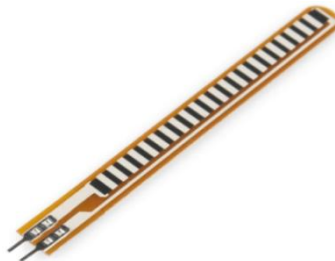


Figura II-7: Sensor de flexión (Electan, 2018)

Para cada dedo de la órtesis, se utilizara un único sensor de flexión ubicado entre la pieza de la falange media y la de la falange proximal. Se ha tomado esta consideración debido a que el servomotor al girar tira de la pieza del extremo provocando que toda la estructura del dedo se mueva con ella.

En un principio se iba a realizar un sensor casero haciendo uso de una fotorresistencia y un led introducidos en un tubo elástico negro, siguiendo el ejemplo del sensor mostrado en la Figura II-8, que fue fabricado por (Leybon, J., et al. 2006). De esta forma al doblarse el sensor la cantidad de luz que incide sobre la fotorresistencia varía, permitiendo así conocer el ángulo de flexión al relacionarlo con la variación de resistencia. El motivo por el cual esta idea se descartó es que tras las primeras pruebas se observó que el tubo no conservaba completamente la forma al llegar a la posición de 0°, por lo que la incidencia del led variaba y se obtenían medidas distintas.

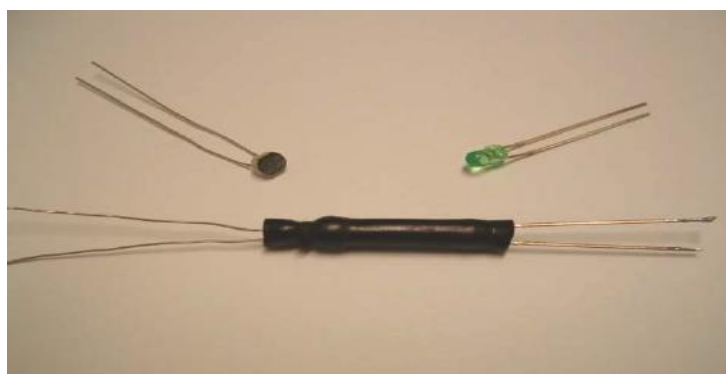


Figura II-8: Sensor de flexion casero (Leybon, J., et al. 2006)

Debido a lo expuesto en el párrafo anterior, se decidió usar el sensor mostrado anteriormente en la Figura II-7. La resistencia de este sensor varía entre 25 y 125 k $\Omega$  dependiendo del giro y además tiene la ventaja de que al necesitar solo dos cables facilita el montaje en el dedo. En la Tabla II-4 se muestran las características de este sensor.

Tabla II-4: Características del sensor

CARACTERÍSTICA	VALOR
Longitud total	73.66 mm
Longitud activa	55.37 mm
Resistencia estando recto	25 k $\Omega$
Rango de resistencias al doblarse	45 a 125 k $\Omega$



## 2.5. Batería

Uno de los objetivos de este proyecto es facilitar la rehabilitación tanto al fisioterapeuta como al paciente, permitiendo a este último realizar la rehabilitación sin necesidad de la supervisión constante del terapeuta y en cualquier lugar. Debido a esto la órtesis tiene que ser capaz de funcionar en cualquier lugar y sin necesidad de estar constantemente conectada a la red eléctrica.

Para conseguir esa independencia en el exoesqueleto se planteó usar una batería externa. Dicha batería tiene que ser capaz de alimentar tanto al Arduino como a los servomotores, ya que como se ha mencionado anteriormente, al necesitarse 5 servomotores la placa no puede alimentarlos a la vez sin comprometer el funcionamiento.

Para dimensionar la batería es necesario sumar el consumo de los servomotores y el de la placa Arduino. Cada servomotor consume unos 2.2 A y la placa 1 A, por lo que la batería debe proporcionar al menos unos 12 A, además de 6 V que es la tensión de funcionamiento de los dispositivos.

Teniendo en cuenta las consideraciones anteriormente expuestas, se ha decidido utilizar una batería Panasonic de 6V y 12Ah (ver Figura II-9), que le permite a la órtesis tener una autonomía de 20 horas.



Figura II-9: Batería Panasonic (RS, 2018a)

En la Tabla II-5 se pueden observar con detalle las características de esta batería.

Tabla II-5: Características de la batería

CARACTERÍSTICA	VALOR
Capacidad	12 Ah
Tensión Nominal	6 V
Tamaño	151 x 50 x 99 mm
Peso	1800 g

## 2.6. Cable *bowden*

El medio por el cual el motor transmitirá el movimiento será un cable de tipo *bowden* como el de la Figura II-10. El uso de este cable está muy extendido dentro del mundo de la mecánica ya que sirve para la transmisión mecánica de movimiento mediante tracción.



Figura II-10: Cable *bowden* (RnDMOTO, 2018)

Este tipo de cables se componen de una cubierta protectora normalmente de plástico flexible y un cable de acero trenzado que se encuentra en el interior de dicha cubierta. El funcionamiento de este sistema es sencillo: la cubierta siempre se mantiene estática y es el cable de acero el que realiza el movimiento por dentro manteniendo la tensión.

Para esta aplicación se utiliza un cable de freno de bicicleta (Hibike, 2018) cuyas características se muestran en la Tabla II-6.

Tabla II-6: Características del cable *bowden*

CARACTERÍSTICA	VALOR
Diámetro exterior de la carcasa	5 mm
Diámetro del cable interno	1 mm

## 2.7. Componentes electrónicos

Para el buen funcionamiento de los sensores y de los demás dispositivos electrónicos es necesaria la adquisición de diversos componentes que además permitirán el correcto manejo de la órtesis.

Dichos componentes se muestran en la Figura II-11.

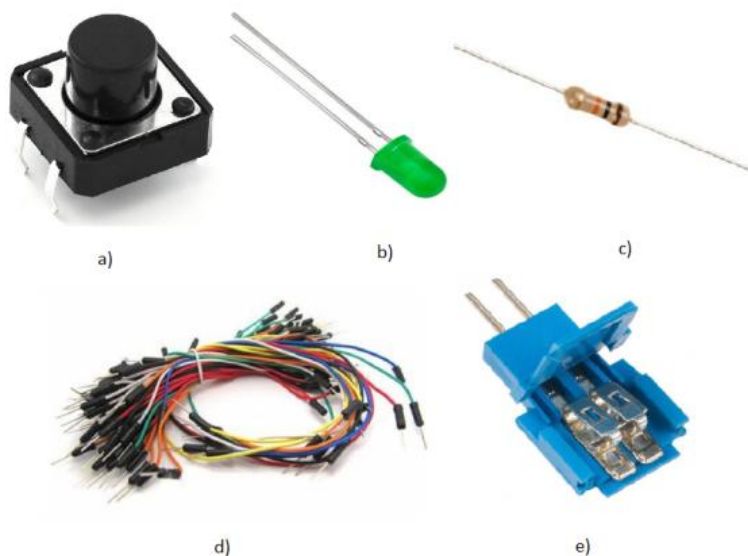


Figura II-11: Componentes electrónicos que se utilizarán para la elaboración del prototipo: a) Pulsador (BricoGeek, 2018a), b) led (RS, 2018b), c) resistencia de 10 K $\Omega$  (RS, 2018c), d) cables de tipo jumper (Roll Mecatronic, 2018) y e) conector de tipo clincher (BricoGeek, 2018b)

## 2.8. Guantes

Pese a que el exoesqueleto fue diseñado para contener el sensor dentro de la estructura, se observó que ésta no tenía espacio suficiente para albergarlo. Además el movimiento del dedo afectaría también a los cables del sensor, haciendo que estos se doblaran o estiraran según la posición de las piezas, existiendo el riesgo de que estos se soltaran. Debido a esto, debe pensarse una forma de poder fijarlo correctamente al dedo. Además debe tenerse en cuenta que entre el dedo y el sensor debe existir un obstáculo que impida el contacto directo con la piel. Por tanto la mejor solución es utilizar un guante.

De la descripción proporcionada por (Borboni, A., et al. 2016), se puede extraer que dicho guante debe resultar cómodo y agradable a la mano, siendo capaz, si es posible, de adaptarse a cualquier tipo de mano. Además debe de dejar libre la palma de la mano para evitar posibles daños y también, los extremos de los dedos deben de estar libres para facilitar la extensión del dedo. En la Figura II-12 se observa un ejemplo de un dispositivo de rehabilitación que hace uso de un guante con características similares a las anteriormente expuestas.

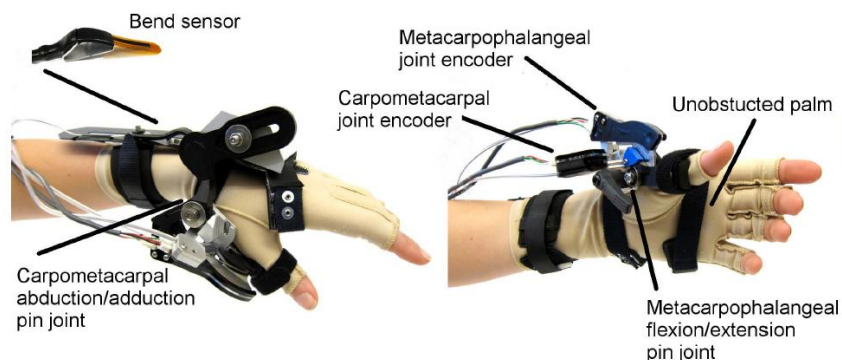


Figura II-12: Dispositivo que utiliza un guante de tela de licra, recubierto de neopreno (Aubin, P. M., et al. 2013)

El guante que se ha utilizado en este prototipo es de un material que permite una buena transpiración y se ajusta a la mano, siendo la única especificación que no cumple la de no dejar libre la palma de la mano y los extremos de los dedos. Se ha decidido utilizar este guante ya que se disponía de él al tomarse la decisión de incluirlo y porque con pocas modificaciones puede cumplir con las especificaciones mínimas del prototipo.

## 2.9. Velcro

Este material se utilizará para la fijación del exoesqueleto a la mano, ya que permite una sujeción lo suficientemente firme y adaptable al grosor del dedo.

El ancho del velcro que se fijará en el exoesqueleto depende del tamaño del dedo del paciente, pero para este prototipo se utilizarán tiras de aproximadamente 15 mm para sujetar la órtesis al dedo y de 20 mm para sujetar la pieza correspondiente al metacarpo al dorso de la mano.

## 3. MONTAJE

### 3.1. Montaje del exoesqueleto

El primer paso para el montaje del exoesqueleto es la impresión de las tres piezas que componen la estructura mediante una impresora 3D (en la Figura II-13 se pueden observar las piezas ya impresas).



Figura II-13: Piezas del exoesqueleto

Una vez se imprimieron las piezas se lijó su superficie para que estuvieran suaves y lisas al contacto con la piel. Es importante destacar que las secciones en las que se produce el giro de una pieza con respecto a la otra, deben de ser exhaustivamente lijadas para que no se produzca fricción. Esto mismo debe realizarse con las zonas que serán atravesadas por el eje de rotación.

Para que se produzca el giro de la articulación, es necesaria un elemento que sirva de eje, para esto debe de atravesar los dos eslabones que se van a mover y debe de tener un tope en cada extremo para así evitar que se caiga. Para poder unir y fijar los eslabones, la longitud de la pieza tiene que ser mayor que el ancho total de la unión de las dos estructuras.

Como se puede apreciar en la Figura II-14, el ancho de las dos uniones de los eslabones, se corresponde con el de las piezas extremas. El ancho de estas piezas se consultó en (Delgado, J.L. 2017) y se determinó que el ancho de la unión entre la pieza correspondiente a la falange proximal y a la falange media (unión 1) era de 16.67 mm; y a su vez, el de la unión entre las piezas de la falange proximal y el metacarpo (unión 2) era de 23.95 mm.

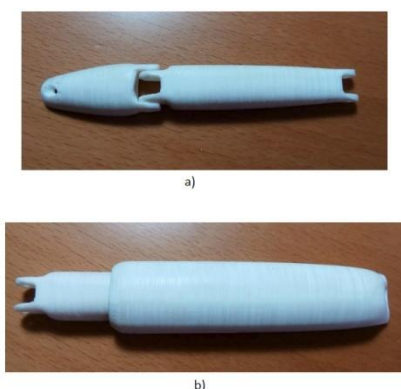


Figura II-14: Detalle de las uniones de las piezas: a) Unión 1 y b) Unión 2

Otro dato necesario para la selección del eje, es el ancho del hueco dejado para el mismo. Este dato no se incluyó en los planos del exoesqueleto, por lo que fue necesario realizar una medición de forma manual comprobándose que el diámetro del agujero era de 3 mm aproximadamente.

A la vista de los resultados anteriores, se decidió usar como ejes tornillos, dada su gran diversidad de formas y tamaños en el mercado, además de que suelen estar fabricados con materiales resistentes. Para la articulación PIP se utilizó un tornillo de 20 mm de longitud y 2 mm de diámetro (ver Figura II-15), en cambio para la articulación MP fue necesario otro elemento distinto a un tornillo dado que fue excesivamente difícil encontrar un tornillo con las dimensiones adecuadas.



Figura II-15: Detalle del tornillo utilizado

En su lugar se utilizó una varilla de acero con punta roscada (ver Figura II-16), la cual se cortó mediante unos alicates de forma que únicamente se utilizó la porción roscada (en la Figura II-17 se puede observar en detalle la porción utilizada). Dicha porción mide unos 32 mm y tiene el mismo diámetro que el tornillo de la articulación MP



Figura II-16: Varilla de Hierro (Tormodel, 2018b)



Figura II-17: Detalle de la porción de la varilla utilizada junto a las arandelas que sirven de tope

Finalmente y utilizando unas tuercas de 2 mm a modo de topes, se monta la estructura completa del dedo (ver Figura II-18).

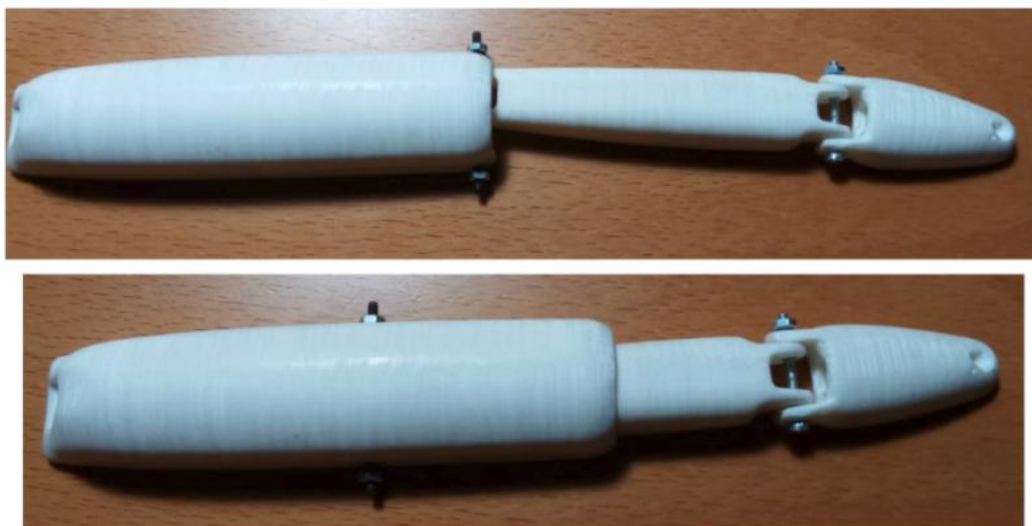


Figura II-18: Exoesqueleto montado en la posición completamente extendida (arriba) y recogida (abajo)

Una vez la estructura ha sido montada, se le instala el cable que formará el sistema de transmisión de movimiento.

A la hora de introducir el cable en la estructura, se descubrió un problema de diseño: el diseño del exoesqueleto contemplaba que el cable *bowden* se enganchara por debajo de la pieza de la falange media. El problema que esto generaba es que el cable estaría directamente en contacto con la piel del paciente, pudiendo provocarle molestias y dolor. Esto se solucionó practicándole un agujero en la parte superior de la pieza (ver Figura II-19).



Figura II-19: Detalle del agujero practicado en la pieza correspondiente a la falange media

Una vez realizado el agujero se introdujo el cable de acero y se procuró que este estuviera por debajo de los ejes de rotación ya que diversas pruebas que se realizaron al tirar del cable demostraron que si el cable discurría por encima del eje la pieza final gira en exceso hacia arriba llegando finalmente a una posición vertical no deseada, hecho que no sucedía al situarse el eje por encima del cable. El cable, además, pasa por dentro del muelle de compresión que está sujeto al eje de la articulación MP.

La funda del cable debe de estar fijada en la estructura para evitar que se mueva, además de que debe de tener una medida adecuada para permitir el giro de la muñeca. Se utiliza una porción de unos 10 cm de longitud. Para fijar la funda a la pieza se envolvieron con varias capas de cinta adhesiva las secciones que se correspondían con los extremos de la cavidad por las que pasa el cable. El problema del interior de esta pieza es que tiene una forma cónica (siendo más ancho el extremo más cercano a la articulación MP) por lo que fue necesario aplicar distintas capas en los extremos. Una vez aplicadas las capas se observó que la fijación era sólida y que era necesaria gran fuerza para provocar que la funda se moviera.

Como añadido a la funda y para evitar que el muelle se deformara al comprimirse, se utilizó una porción de un pajita para que actuara a modo de funda del muelle, de forma que al comprimirse este se introdujera en la funda.

En la Figura II-20 se muestra la funda con todos los añadidos anteriormente mencionados.



Figura II-20: Detalle de la funda del cable *bowden* con los topes realizados con cinta y la funda para el muelle



Para finalizar la estructura, se fija el cable a la pieza de la falange media, de forma que el cable en ningún momento se mueva y que la fuerza ejercida en el sea efectiva. En la Figura II-21 se puede observar la estructura finalizada.

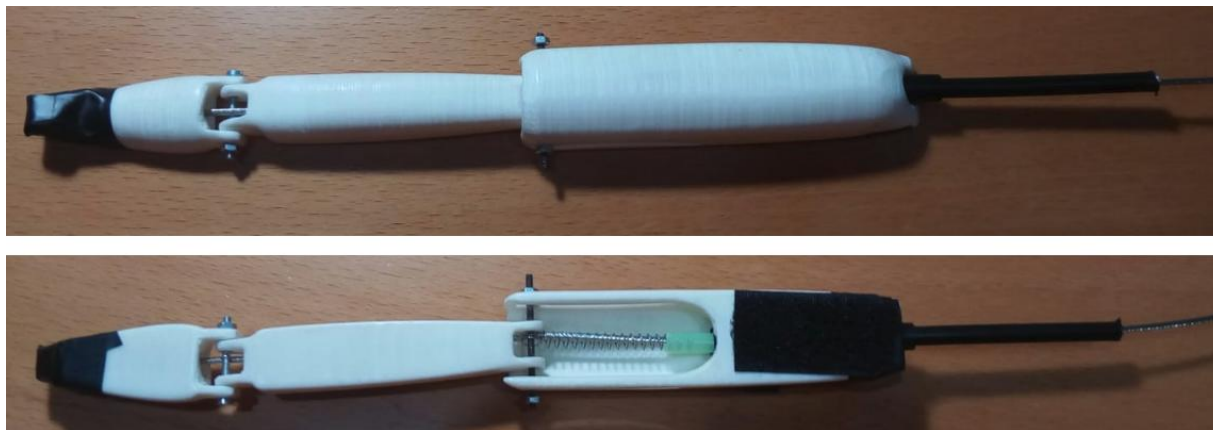


Figura II-21: Detalle de la estructura completa

### 3.2. Montaje del guante sensor

El guante sensor es un componente fundamental del dispositivo, ya que será el encargado de monitorizar la posición del dedo.

En un principio no se consideró el uso de un guante que portara los sensores, ya que el exoesqueleto se creó a partir de la idea de que pudiera sujetarse directamente a la mano y que fuera el exoesqueleto el que albergara los sensores. Esta idea, se tuvo que descartar por una serie de circunstancias que a continuación se describen:

- Debido al tamaño de la oquedad de las piezas de la falange media y la proximal, era imposible ubicar el sensor dentro de estas, ya que éste era mucho más ancho que dicho hueco.
- Ya que el sensor no podía ubicarse dentro del exoesqueleto se consideró que éste pudiera colocarse, unido a la estructura, en la parte inferior. Esto generaría varios problemas: el sensor estaría en contacto directo con la piel, lo cual podría dañar al paciente ya que es un componente electrónico, además de resultarle incómodo; el sensor, debido a que la longitud de los dedos varía al producirse la flexión, debe de tener el extremo libre para permitirle un cierto margen de desplazamiento y evitar así deformaciones no deseadas; y dado el comportamiento de la órtesis, los cables conectados al sensor también se moverían, generando el peligro de que se engancharan.

La mejor solución para los problemas anteriormente expuestos, fue el uso de un guante; de forma que el sensor está unido a él y siempre fijo (salvo por el extremo para que no se produzcan deformaciones no deseadas), el exoesqueleto evita que el sensor se doble hacia arriba ya que sirve de tope, y el propio guante sirve de protección frente al contacto con el sensor.

Para el montaje del sensor en el guante, un primer paso es unirlo a un conector de tipo clincher, ya que las patillas de conexión del sensor son muy pequeñas. En la Figura II-22 se muestra en detalle esta conexión.



Figura II-22: Detalle del sensor de flexión con el conector clincher

El conector se enlaza a un cable para que la placa Arduino pueda más tarde recibir los datos del sensor.

Dado que el objeto del trabajo es el desarrollo de un prototipo, el guante utilizado no es el mismo que se ha especificado anteriormente, pero se ha tratado de adaptar lo máximo posible a los requerimientos estipulados. Para ello se utiliza un guante estándar (Figura II-23) al cual se le corta el extremo del dedo sobre el que se instala el sensor.

Una vez se ha realizado el corte, se cose el sensor al guante, de forma que una sección de la zona activa quede encima de la falange media y el resto en la proximal. Debe tenerse en cuenta que el conector del sensor debe de estar fijado completamente al guante, de forma que este no se mueva y el otro extremo debe de estar libre para que al flexionarse el de dedo el sensor tenga cierta libertad de movimiento.



Figura II-23: Detalle del guante con el extremo del dedo medio cortado

En las Figuras II-24 y II-25 puede comprobarse cómo queda el guante colocado en la mano en la posición de mano extendida y mano flexionada respectivamente. Además, en la Figura II-26 se observa cómo el extremo libre del sensor se levanta al estar el dedo flexionado, esto se evitara al añadir el exoesqueleto ya que lo presionara lo suficiente para que el sensor no se separe del dedo.



Figura II-24: Detalle del guante estando la mano en posición extendida

Una vez se ha montado el sensor en el guante, es necesario comprobar la señal que este aporta con cada movimiento del dedo, de forma que sea posible conocer los valores extremos del sensor cuando el dedo llega a la posición de extendido o flexionado.



Figura II-25: Detalle del guante y el sensor en el dedo flexionado

Para poder calcular estos límites se realizaron pruebas en manos de tres sujetos distintos, en dos situaciones diferentes: estando el sensor libre sin nada que lo comprima contra el dedo, y con el sensor y el dedo envueltos con una tira de velcro de forma que ésta comprima al sensor. Las pruebas se inician con el guante colocado, partiendo de la posición flexionada y consisten en extender y flexionar el dedo durante 10 segundos de forma que al extenderse este quede completamente recto y al flexionarse completamente flexionado.

Para la obtención de los datos de Arduino se utiliza PLX-DAQ una macro de Excel que permite transmitir los datos de Arduino a una hoja de esta aplicación por medio de unos comandos que se añaden al código del mismo, y más tarde haciendo uso de Matlab, se crean las gráficas.

- El primer sujeto es un varón de 24 años y se realizan en primer lugar las pruebas con el sensor libre, obteniéndose como resultado las gráficas que aparecen en la Figura II-26.

Como se observa en las graficas, la variación del sensor sigue una función casi senoidal, en la que los valores más altos corresponden al dedo flexionado y los valores más bajos cuando se encuentra extendido. La irregularidad de la señal del sensor se debe a que el extremo del mismo está libre, por lo que en algunos movimientos se despega del dedo. En la Tabla II-7 se pueden apreciar los valores máximos y mínimos alcanzados en cada prueba.

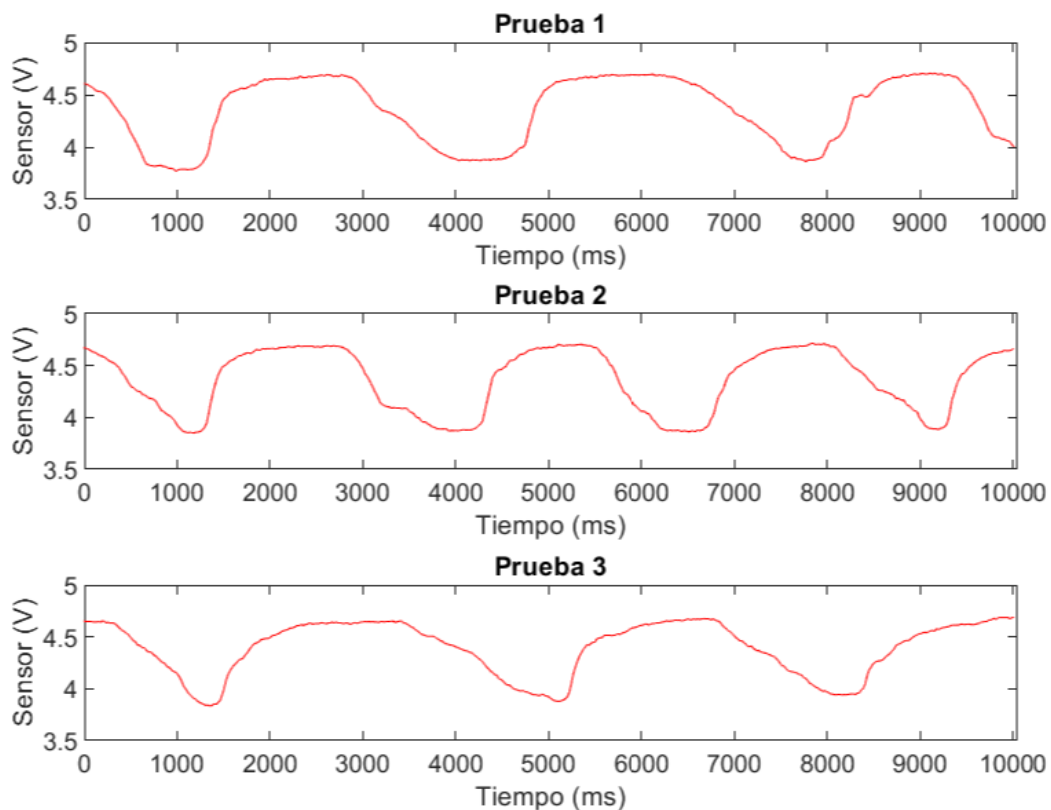


Figura II-26: Gráficas de las pruebas con el sensor libre del sujeto 1

Tabla II-7: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor libre del sujeto 1

	MÁXIMO (V)	MÍNIMO (V)
<b>Prueba 1</b>	4.7067	3.7683
<b>Prueba 2</b>	4.7165	3.8465
<b>Prueba 3</b>	4.6872	3.8319

Los valores de esta tabla servirán para poder calcular más adelante los límites de la mano.

Una vez realizada la prueba con el sensor libre, se utiliza el velcro para conseguir que el sensor esté comprimido obteniéndose las gráficas de la Figura II-27.

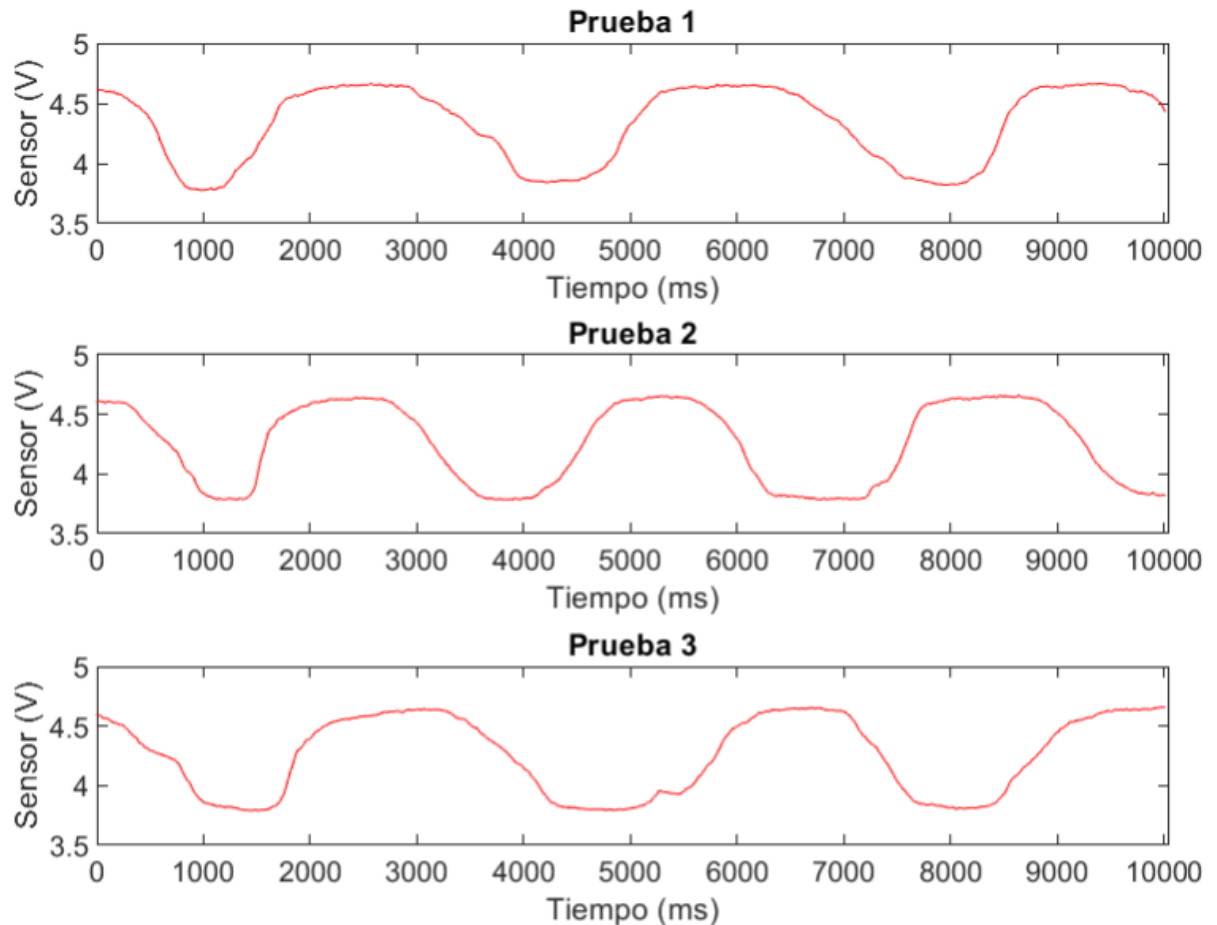


Figura II-27: Graficas de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 1

En las gráficas se puede apreciar que los valores ahora son más uniformes que estando el sensor libre y como se observa en la Tabla II-8 los valores máximos y mínimos son más parecidos entre sí.

Tabla II-8: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 1

	MÁXIMO (V)	MÍNIMO (V)
<b>Prueba 1</b>	4.6676	3.7781
<b>Prueba 2</b>	4.6628	3.7830
<b>Prueba 3</b>	4.6579	3.7928

- El segundo sujeto es una mujer de 20 años. En la Figura II-28 se muestran los resultados del primer experimento con el sensor libre y en la Tabla II-9 los valores máximos y mínimos alcanzados.

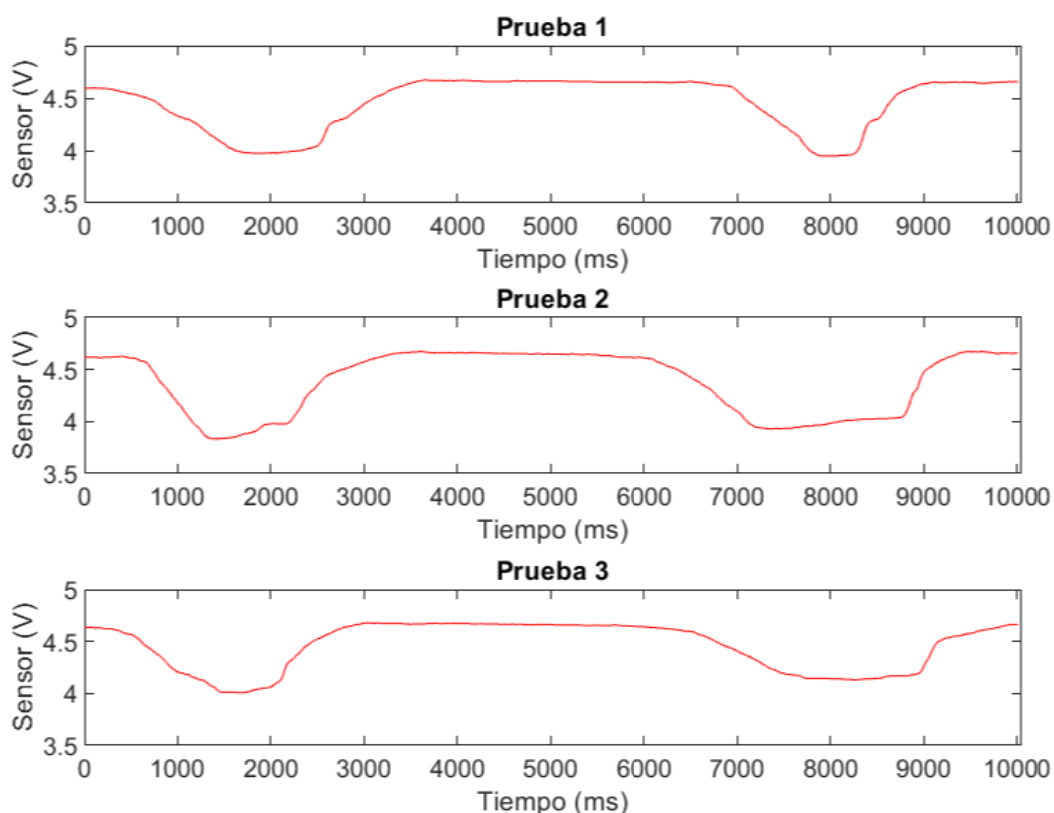


Figura II-28: Gráficas de las pruebas con el sensor libre del sujeto 2

Tabla II-9: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor libre del sujeto 2

	MÁXIMO (V)	MÍNIMO (V)
<b>Prueba 1</b>	4.6725	3.9492
<b>Prueba 2</b>	4.6725	3.8319
<b>Prueba 3</b>	4.6774	4.0078

Tras esto se realizó la segunda parte del experimento obteniéndose los resultados de la Figura II-39 y de la Tabla II-10.

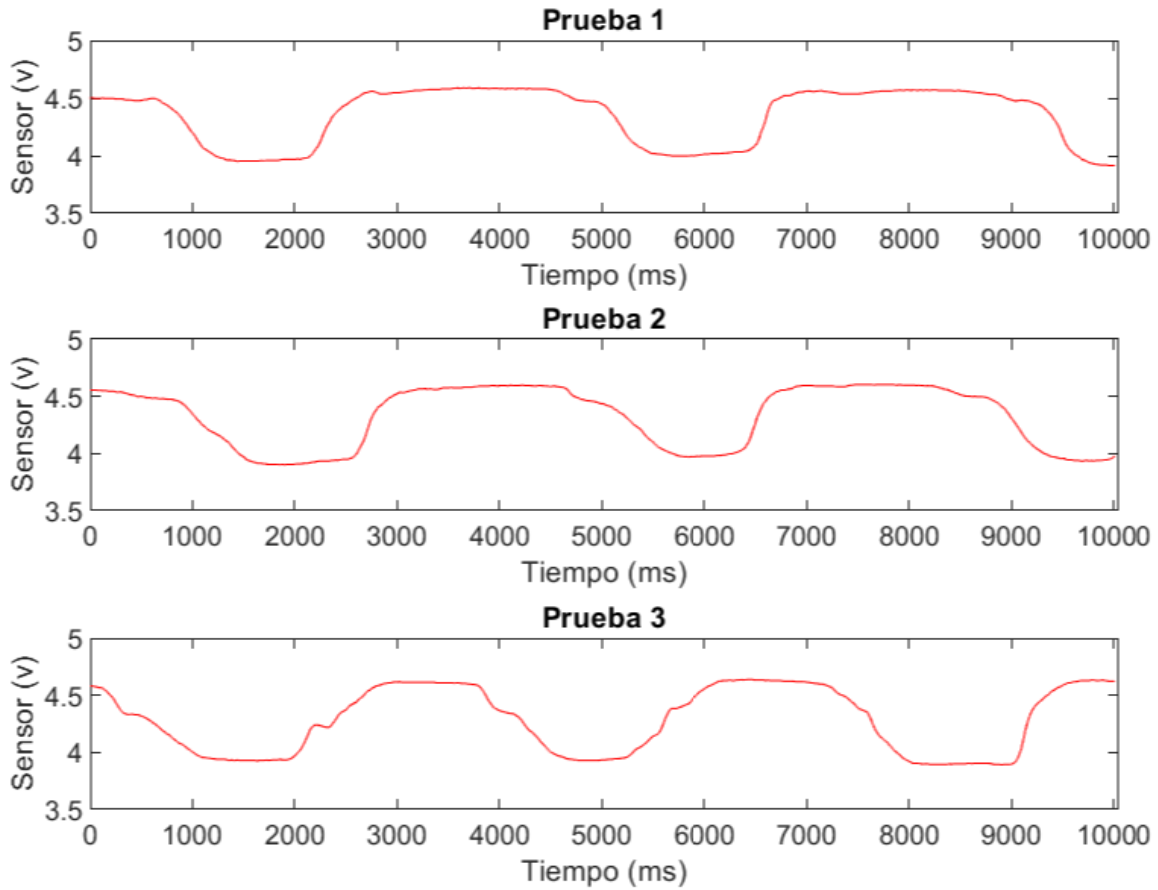


Figura II-29: Graficas de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 2

Tabla II-10: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 2

	MÁXIMO (V)	MÍNIMO (V)
<b>Prueba 1</b>	4.5894	3.9150
<b>Prueba 2</b>	4.6041	3.9003
<b>Prueba 3</b>	4.6383	3.8905

- Para las pruebas del sujeto 3 (una mujer de 56 años) se procede de la misma forma mostrándose en la Figura II-30 y en la Tabla II-11 los resultados para el sensor libre y en la Figura II-31 y la tabla II-12 los del sensor comprimido con el velcro.

Tabla II-11: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor libre del sujeto 3

	MÁXIMO (V)	MÍNIMO (V)
<b>Prueba 1</b>	4.7165	3.9785
<b>Prueba 2</b>	4.7165	4.0518
<b>Prueba 3</b>	4.6823	3.8368

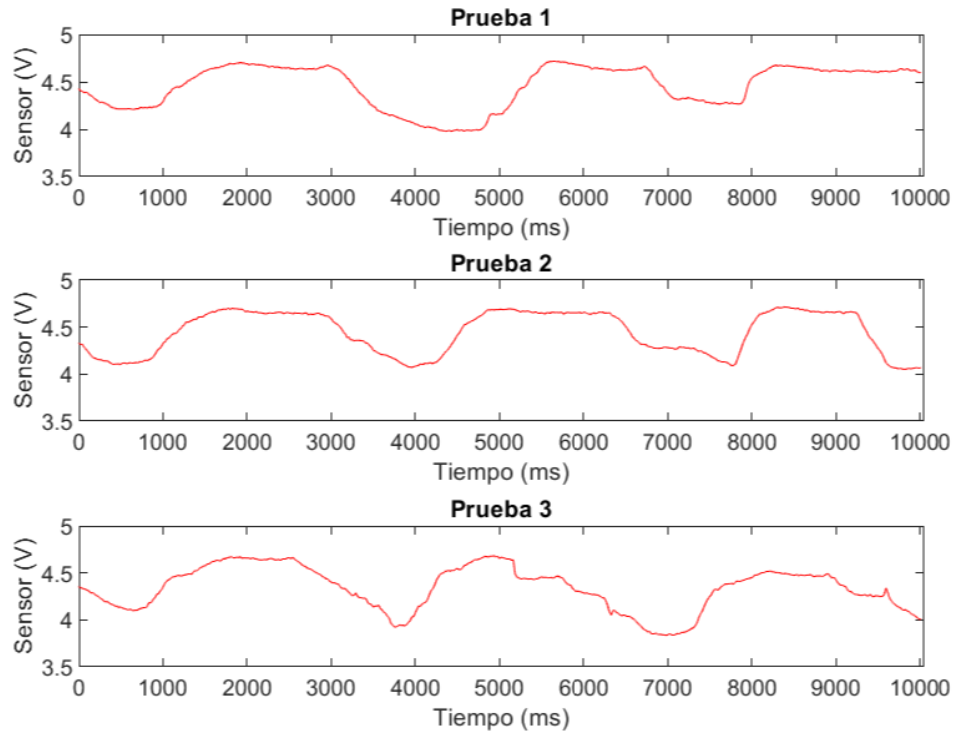


Figura II-30: Gráficas de las pruebas con el sensor libre del sujeto 3

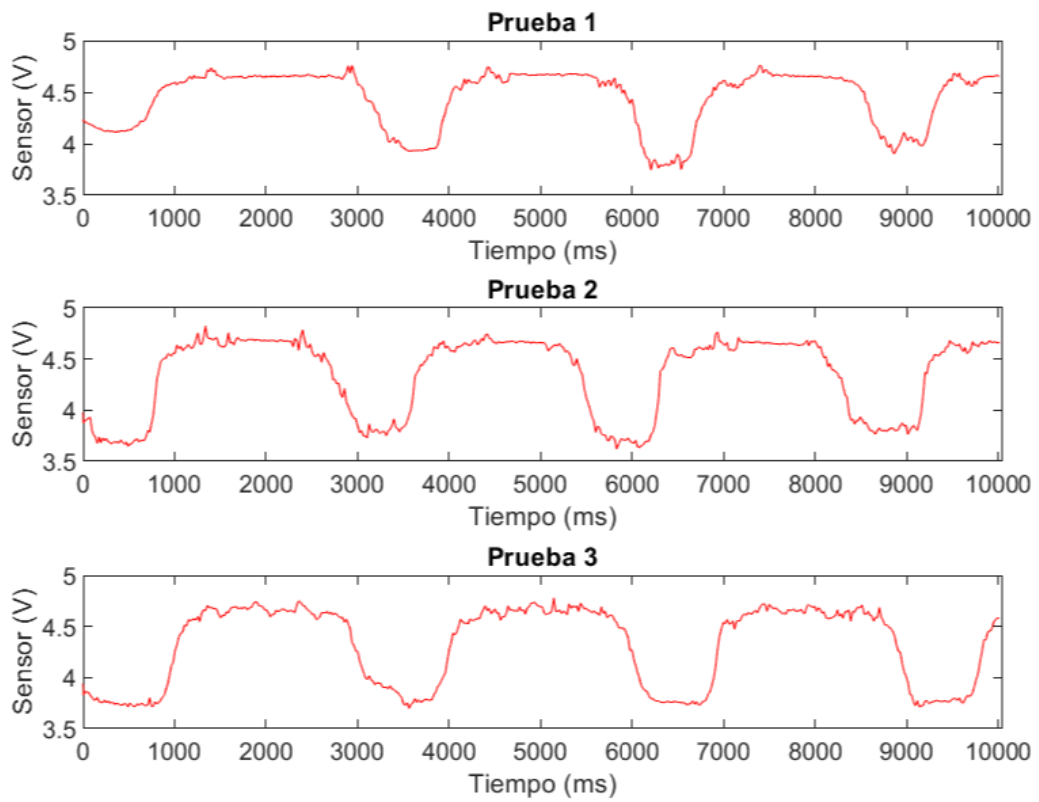


Figura II-31: Gráficas de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 3



Tabla II-12: Máximos y mínimos de las pruebas con el sensor comprimido del sujeto 3

	MÁXIMO (V)	MÍNIMO (V)
<b>Prueba 1</b>	4.7605	3.7439
<b>Prueba 2</b>	4.8240	3.6217
<b>Prueba 3</b>	4.7801	3.6999

En la Figura II-31 se pueden apreciar una serie de picos en la señal, estos picos se deben a los temblores debidos al pulso, siendo esta información interesante, ya que muchas personas de edad avanzada pueden presentar temblores mas acusados.

Una vez realizados los experimentos es posible calcular los límites del desplazamiento del dedo, especialmente cuando este está extendido, ya que el valor del límite superior (valor de máxima flexión) se considerará que es la posición inicial en la que se encuentra el dedo una vez colocado el guante.

A la hora de calcular el límite inferior se realizara una media con todos los valores mínimos (tanto estando el sensor libre como comprimido). Esta decisión se ha tomado a raíz de que en las pruebas con el prototipo completamente montado y debido a las sujeciones del velcro, la pieza que se sitúa sobre la falange proximal se puede levantar unos milímetros con respecto al dedo, provocando en algunos casos que el extremo del sensor esté libre.

Por tanto el límite inferior de la señal del sensor sería de aproximadamente 3.846 V, pero tras realizar una serie de pruebas se aumentó el límite a 4.12 V.

### 3.3. Montaje final de la órtesis

Una vez se han montado el exoesqueleto y el guante sensor, es necesario unirlos para finalizar el prototipo.

Como primer paso se debe coser el velcro al guante sensor, de forma que el fisioterapeuta sea capaz de fijar correctamente el exoesqueleto a la mano. Para ello es necesario fijar la estructura en tres puntos:

- En la falange media se cose una tira de velcro por debajo del dedo de forma que ésta se quede fijada tanto en la parte inferior como en los laterales de la falange, de forma que el sensor no esté presionado. Con esto se consigue una mayor superficie de sujeción y la unión es más sólida. Debe tenerse en cuenta que la pieza debe mantener el sensor pegado a la falange.
- Para la falange proximal se realiza lo mismo que para la falange media, prestando especial atención a la posición en la que se coloca el velcro para evitar que no suponga un impedimento en la realización del movimiento del dedo.

- Finalmente, para unir la pieza del metacarpo se utiliza una porción de velcro que se cose en el dorso del guante. Esta porción debe de ser lo suficientemente grande para que la pieza quede fija.

Esta pieza es la más complicada de fijar ya que solo se cuenta con la mitad de la parte inferior de la pieza y la superficie del dorso de la mano es muy grande. Debido a esto es muy difícil que la pieza no se mueva. Esto se soluciona para el prototipo usando una cinta de velcro que envuelva la pieza y la mano o, en un trabajo futuro, diseñando una pieza que mantenga fija la estructura de este dedo y los demás a la mano.

En las Figuras II-32 y II-33 se pueden observar las tiras de velcro cosidas al guante.



Figura II-32: Detalle de la porción del velcro en la zona del dorso del guante



Figura II-33: Detalle de las tiras de velcro en el dedo

Una vez hecho el guante, se utilizan porciones de velcro adhesivo que se pegan a las piezas del exoesqueleto de forma que utilizando tiras de velcro que rodeen la pieza y al dedo, unan el guante al exoesqueleto. En la Figura II-34 se muestra el lugar de fijación del velcro en el exoesqueleto.

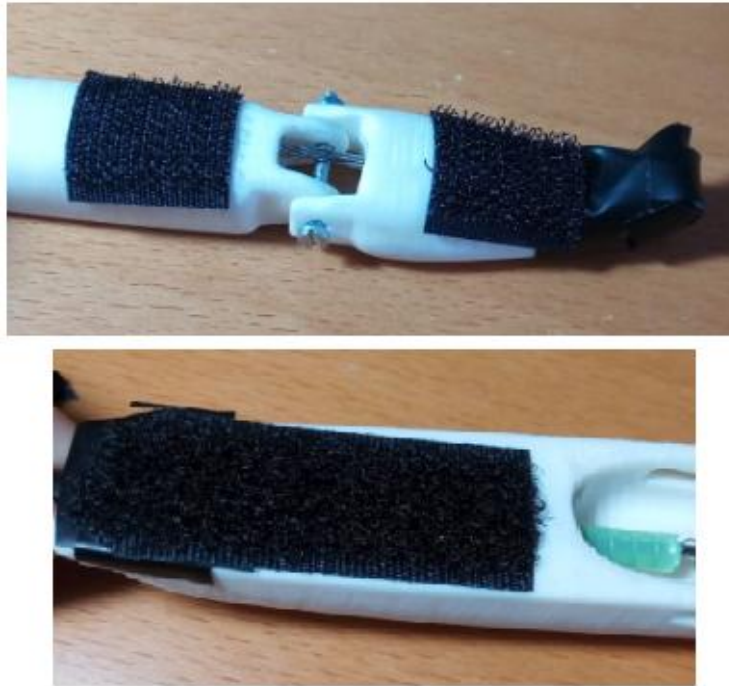


Figura II-34: Detalle del velcro colocado en el exoesqueleto

Al fijarse el exoesqueleto al guante, la estructura general de la órtesis está finalizada, pero sigue siendo necesario realizar una serie de ajustes para fijar bien todos los elementos del prototipo:

- Se utiliza una cinta de velcro para sujetar el guante a la muñeca y otra para sujetar mejor la pieza del metacarpo, de forma que se evite que esta última se mueva y que el guante se desplace debido al movimiento de la mano.
- El servomotor en un principio se sujeta al brazo mediante velcro, aunque será necesario otra forma de sujeción ya que el motor se desplaza al ejercer éste fuerza.

Una vez realizado estos ajustes el prototipo está finalizado (en la Figura II-35 se puede observar el prototipo completo).

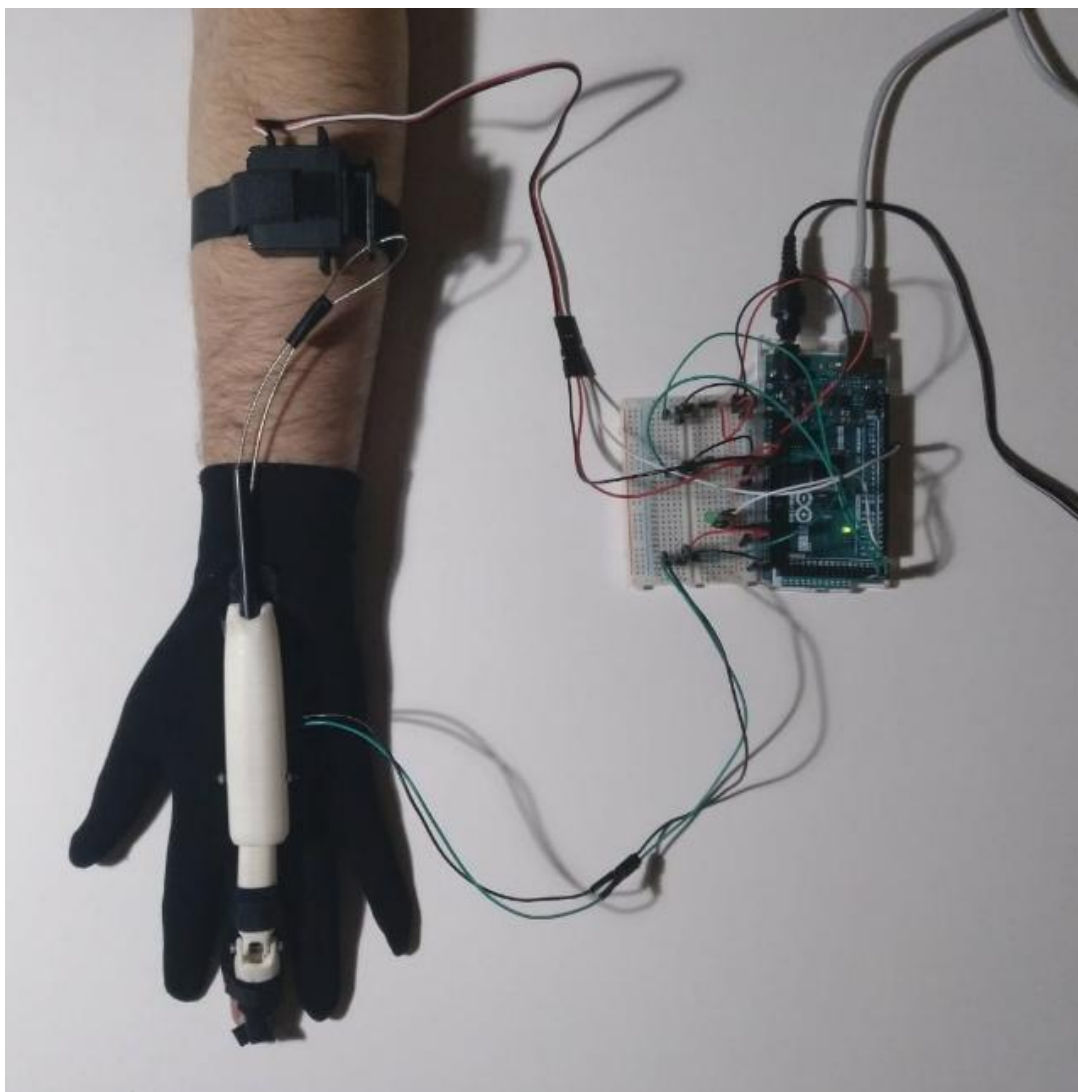


Figura II-35: Prototipo de órtesis completo



---

## **CAPÍTULO III**

# **CONTROL DE LA ÓRTESIS**

---

## 1. INTRODUCCIÓN

Para la correcta realización del movimiento de la órtesis es necesario diseñar un programa que permita monitorizar el estado del dedo a partir de la lectura del sensor, y a partir de la señal recibida cambiar el ángulo del servomotor. En este apartado se explicará en detalle el programa que se ha diseñado.

Para el desarrollo del programa se utiliza el software propio de Arduino. Los programas realizados con este software constan de dos partes fundamentales que se pueden observar en la Figura III-1.

```
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
}
```

Figura III-1: Estructura de un programa de Arduino

En el apartado `void setup()` se definen normalmente los pines de la placa Arduino que se van a utilizar y se ejecutará una sola vez. En la parte del `void loop()` se incluyen todas las funciones que se quieran realizar. Se debe mencionar que esta última parte se ejecuta constantemente en un bucle.

La órtesis además de contar con la placa Arduino, el servo y toda su estructura, necesita más elementos para facilitar su uso y un correcto funcionamiento del programa, de forma que, en caso de ser necesario, sea posible pausar la rehabilitación o apagar el dispositivo. Debido a esto se añaden dos pulsadores al prototipo, de forma que uno sirva como botón de encendido y apagado, y otro para iniciar o parar la rehabilitación.

Por tanto, el programa de la órtesis comienza cuando se pulse el botón de encendido, momento en el que se coloca la órtesis. Una vez colocado el dispositivo, debe pulsarse el segundo botón que inicia el modo rehabilitación, el cual consiste en aumentar el ángulo en el que se encuentra el eje del servomotor hasta que el dedo esté completamente estirado y posteriormente lo reduce hasta alcanzar la posición inicial del dedo.

En todo momento, se monitoriza el estado del dedo con la señal que proviene del sensor, de forma que es posible saber si se ha producido un bloqueo o no. Para ello se compara el valor actual del sensor con el valor anterior, reduciendo la variación del ángulo si no se ha producido cambios, y si continua sin cambiar el valor del sensor, el servomotor para y el programa manda un mensaje de bloqueo, visible en el ordenador.

## 2. PROGRAMA DE CONTROL

En la primera parte del programa se definen las distintas variables (ver Figura III-2) que se van a utilizar en el mismo y se les da un valor inicial, como es el caso de `v_min` que es el límite inferior del sensor. También se indica que se debe hacer uso de la librería `servo.h` (Arduino, 2018b), que incluye el propio Arduino y que permite el control de los servomotores.

```
#include <Servo.h>      //Librería para el servomotor
Servo motor;           //Definición del servo
int encendido;         //Variable del botón de encendido
int rehabilitacion;    //Variable del botón del modo rehabilitación
int pulsado_1 = 0;     //Estado anterior de la variable del botón encendido
int pulsado_2 = 0;     //Estado anterior de la variable del del modo rehabilitación
int b1 = 0;            //Variable auxiliar para encendido
int b2 = 0;            //Variable auxiliar para modo rehabilitación
const int sensor = 0; //Variable donde se indica el pin analógico del sensor
int v_max;             //Límite superior del sensor
int v_min = 843;       //Límite inferior del sensot
int valor_a;           //Valor actual del sensor
int valor_p;           //Valor anterior del sensor
int angulo = 0;        //Variable del ángulo del servomotor
int v_bloqueo = 0;     //Variable auxiliar de los bucles de aumento y disminución de ángulo
int v_inicio = 0;      //Variable auxiliar para el inicio de la rehabilitación
```

Figura III-2: Definición de variables

Una vez se han definido las variables, se indica en el apartado `void setup()` del programa en qué pines de la placa se conectan los interruptores, el led y el servo (ver Figura III-3).

```
//Definición de las salidas y entradas de Arduino
void setup() {
  //Pulsador 1
  pinMode(23, INPUT);
  //Pulsador 2
  pinMode(27, INPUT);
  //Led
  pinMode(22, OUTPUT);
  motor.attach(8);
  Serial.begin(9600);
}
```

Figura III-3: Subprograma de definición de entradas y salidas de Arduino



Se ha decidido que los pines digitales 23 y 27 se asignen a dos entradas que indican si los pulsadores han sido o no presionados, el pin 22 es configurado como una salida para poder encender o apagar el led y el pin 8 que es uno de los pines que permite el uso de señales PWM es el que indica al servomotor la posición en la que debe ubicarse. También se inicia el puerto serie para poder así imprimir en la pantalla del ordenador datos (como se explicará más adelante) tanto del estado del sensor como si se ha producido un bloqueo o se ha alcanzado alguno de los límites.

En el `void loop()` se encuentra el programa principal (ver Figura III-4), que se ejecuta en bucle. El programa se inicia indicándole a la placa Arduino que debe leer el estado de las variables encendido y rehabilitación en los pines que se han definido como entradas en el `void setup()`, y ejecutar el subprograma `Encendido_Apagado()` para comprobar si se ha pulsado o no el botón de encendido. De haberse pulsado el botón, se encenderá el led y el programa esperará a que se pulse el botón de rehabilitación llamando al subprograma `Pulsar_rehabilitacion()`. Una vez presionado este botón, comienza la rehabilitación al invocarse a la función `Modo_Rehabilitacion()`.

En el caso de que no se haya pulsado el botón de encendido o de que se haya acabado la sesión de rehabilitación, se devuelven a su valor inicial las variables usadas, se apaga el led y se devuelve el servomotor a la posición de 0°.

```
//Programa Principal
void loop() {
  encendido = digitalRead(23);
  rehabilitacion = digitalRead(27);
  Encendido_Apagado();
  if (b1 == 1){
    digitalWrite(22,HIGH);
    Pulsar_Rehabilitacion();
    if (b2 == 1){
      Modo_Rehabilitacion();
    }
    delay(50);
  }
  else{
    digitalWrite(22,LOW);
    b1 = 0;
    b2 = 0;
    v_inicio = 0;
    angulo = 0;
    valor_a = 0;
    valor_p = 0;
    motor.write(0);
  }
}
```

Figura III-4: Programa principal

Los subprogramas `Encendido_Apagado()` y `Pulsar_Rehabilitacion()` (Figuras III-5 y III-6 respectivamente) son similares en lo referente a código y función. Ambos cambian el valor de una variable (`b1` y `b2`) en el momento en el que el correspondiente botón sea pulsado, pero siempre y cuando antes no haya sido pulsado, para eso se hace uso de otras dos variables: `pulsado_1` y `pulsado_2`. Esto es necesario ya que en un instante Arduino puede realizar muchas lecturas y puede reconocer que se ha pulsado varias veces si se mantiene demasiado tiempo presionado. Se añade también un retardo de un segundo para que dé tiempo a dejar de presionar el pulsador y tras esto se fuerza a que las variables `encendido`, y respectivamente `rehabilitación` sean 0, al igualarlas a `pulsado_1` y `pulsado_2`, que valen siempre 0.

El subprograma `Pulsar_Rehabilitación()` se diferencia de la otra función, en que al pulsarse por primera vez guarda la posición en la que se encuentra el dedo mediante la lectura del sensor, estableciendo así su límite superior. Al finalizar de guardar el valor inicial, muestra en el monitor conectado a través del puerto serie dicho valor y cambia el valor de la variable auxiliar `v_inicio` de forma que si se vuelve a pulsar, no se reescribe el valor inicial. También modifica la variable `v_bloqueo` por si anteriormente se ha parado el ejercicio debido a una obstrucción del movimiento del dedo, detectada con los subprogramas de comprobación que se verán más adelante.

```
//Subprograma para lectura del botón de encendido
void Encendido_Apagado(){
  if (encendido == HIGH && pulsado_1 == LOW){
    b1 = 1-b1;
    delay(1000);
  }
  pulsado_1 = encendido;
}
```

Figura III-5: Subprograma de lectura del botón de inicio

```
//Subprograma para lectura del botón del modo rehabilitación
void Pulsar_Rehabilitacion(){
  if (rehabilitacion == HIGH && pulsado_2 == LOW ){
    b2 = 1-b2;
    if (v_inicio == 0){
      valor_a = analogRead(sensor);
      valor_p = valor_a;
      v_max = valor_a;
      v_inicio = 1;
      Serial.print("Valor inicial:");
      Serial.println(valor_a);
    }
    v_bloqueo = 0;
    delay(1000);
  }
  pulsado_2 = rehabilitacion;
}
```

Figura III-6: Subprograma de lectura del botón del modo rehabilitación

La función `Modo_Rehabilitación()` (ver Figura III-7) consta de un bucle que mientras la variable auxiliar de bloqueo `v_bloqueo` sea menor que 5 se ejecuta primero la función `Aumentar_Angulo()`, hasta que alcanza el límite inferior y tras esperar un segundo, inicia la función `Disminuir_Angulo()`. Tras realizar ambas funciones es necesario comprobar que `v_bloqueo` es igual a 5 para poder así salir del bucle, de no hacerse esto el bucle continuaría hasta finalizar los dos subprogramas (momento en el cual comprueba la variable). Al iniciarse este subprograma muestra en pantalla un mensaje avisando de su inicio, y tras terminar de ejecutarse un mensaje de finalización.

```
//Subprograma para la realización de la rehabilitación
void Modo_Rehabilitacion(){
  Serial.println("Modo Rehabilitación");
  while(v_bloqueo < 5){
    Aumentar_Angulo();
    if (v_bloqueo == 5){
      break;
    }
    delay(1000);
    v_bloqueo = 0;
    Disminuir_Angulo();
    if (v_bloqueo == 5){
      break;
    }
    delay(1000);
    v_bloqueo = 0;
  }
  Serial.println("Fin Modo Rehabilitación");
  b2 = 0;
  //valor_p = 0;
}
```

Figura III-7: Modo rehabilitación

Los programas de aumento y disminución de ángulo (en la Figura III-8 se pueden apreciar los dos) son iguales, entre sí. En ellos se inicia un bucle que termina cuando el valor actual del sensor (`valor_a`) es igual a uno de los límites (en el caso de la función `Aumentar_Angulo()` cuando se alcanza el límite inferior y en el de `Disminuir_Angulo()` al alcanzar el superior). Debido a que puede surgir la necesidad de finalizar el programa durante la rehabilitación, es necesario volver a leer los pines de los botones y comprobar si se pulsan o no (aunque aquí se usará una versión más simplificada) y finalizar directamente el bucle si es necesario, de forma que si se pulsa el botón de encendido se finaliza el programa y si se pulsa el botón de rehabilitación solo termina este subprograma, manteniéndose todos los datos.

Una vez se ha comprobado que no se han pulsado los botones, se comprueba si la variable `v_bloqueo` ha sido alterada, en caso de serlo el ángulo aumenta 2 grados y si no en 5. Esta comprobación se debe a que se puede dar el caso de que el dedo encuentre un obstáculo o que dada su rigidez no pueda moverse, en este caso y para asegurarse de que el paciente no sufre daños, el servomotor disminuye la variación de su ángulo de forma que si la señal del sensor no varía en 5 ocasiones consecutivas, el programa finaliza indicando que se ha producido un bloqueo, o en caso contrario, continua con normalidad.

Una vez se ha aumentado el ángulo se utiliza la función `constrain` de Arduino que comprueba que un valor esté dentro de unos límites y en caso de no estar, cambia el valor al extremo más cercano. De esta forma si el ángulo que se va a introducir al servomotor es mayor de 160° se actualizará para tener ese valor. Tras esto el Arduino manda la señal para que el eje del servomotor llegue a ese ángulo.

Tras realizarse el movimiento se lee la señal del sensor con un subprograma (`Lectura_Sensor()`), y con otro (`Comprobacion_1()` y `Comprobacion_2()`) se comprueban los límites de la señal del sensor o si esta no ha cambiado. Tras esto y mediante dos condicionales se comprueba si se ha alcanzado la posición deseada o si se ha producido un bloqueo.

```
//Subprograma para el aumento del ángulo del servomotor
void Aumentar_Angulo(){
  for(valor_a; valor_a > v_min;){
    encendido = digitalRead(23);
    rehabilitacion = digitalRead(27);
    if (encendido == HIGH && pulsado_1 == LOW){
      b1 = 1-b1;
      v_bloqueo = 5;
      break;
      delay(1000);
    }
    if (v_bloqueo != 0){
      angulo=angulo+2;
    }
    else{
      angulo=angulo+5;
    }
    angulo=constrain(angulo,0,160);
    motor.write(angulo);
    Lectura_Sensor();
    Comprobacion_1();
    if (valor_a == v_min){
      Serial.println("Limite inferior alcanzado");
      break;
    }
    else{
      if (v_bloqueo == 5){
        Serial.println("Bloqueo");
        break;
      }
    }
  }
}

//Subprograma para la disminución del ángulo del servomotor
void Disminuir_Angulo(){
  for(valor_a; valor_a < v_max;){
    encendido = digitalRead(23);
    rehabilitacion = digitalRead(27);
    if (encendido == HIGH && pulsado_1 == LOW){
      b1 = 1-b1;
      v_bloqueo = 5;
      break;
      delay(1000);
    }
    if (v_bloqueo != 0){
      angulo=angulo-2;
    }
    else{
      angulo=angulo-5;
    }
    angulo=constrain(angulo,0,160);
    motor.write(angulo);
    Lectura_Sensor();
    Comprobacion_2();
    if (valor_a == v_max){
      Serial.println("Limite superior alcanzado");
      break;
    }
    else{
      if (v_bloqueo == 5){
        Serial.println("Bloqueo");
        break;
      }
    }
  }
}
```

Figura III-8: Subprogramas de aumento (izquierda) y disminución (derecha) de ángulo

La Figura III-9 muestra el subprograma de lectura del sensor. En él se inicializa una variable llamada `cuenta` en la que se guardará el número de veces que se realiza la lectura del sensor. Se realizarán 15 lecturas y se hará la media de estos valores obteniéndose así con cierta precisión la posición del dedo. En pantalla se mostrará el valor actual del sensor.

```

//Subprograma para lectura del sensor
void Lectura_Sensor(){
  Serial.println("Lectura Estado Sensor");
  int cuenta = 0;
  valor_a = 0;
  int valor;
  for(cuenta; cuenta < 15; cuenta++){
    valor = analogRead(sensor);
    valor_a = valor_a + valor;
    delay(5);
  }
  valor_a = valor_a/15;
  Serial.print("valor actual:  ");
  Serial.println(valor_a);
  delay(100);
}

```

Figura III-9: Subprograma para la lectura de sensor

Por último, los subprogramas de comprobación (ver Figura III-10) comparan el valor actual con el valor anterior con una pequeña variación (la variables son `vp1` y `vp2`, y tienen una variación de 3 unidades con respecto al valor anterior). Se añade la variación para asegurarse de que se ha producido un cambio en la señal del sensor. Si el valor actual es igual al anterior se incrementa el valor de `v_bloqueo` y cuando su valor sea 5, es decir, que 5 veces seguidas el valor del sensor no ha cambiado, se produce un bloqueo y el servomotor para. En caso de que sean distintos, el programa sigue con normalidad y cambia el valor de `v_bloqueo` a 0. Finalmente el valor anterior (`valor_p`) se actualiza igualándolo al valor actual.

```

//Subprograma para la comprobación del estado del dedo tras aumentar el ángulo
void Comprobacion_1(){
  valor_a = constrain(valor_a, v_min, v_max);
  int vp1 = valor_p-2;
  if(valor_a >= vp1){
    v_bloqueo++;
  }
  else{
    v_bloqueo = 0;
  }
  valor_p = valor_a;
}

//Subprograma para la comprobación del estado del dedo tras disminuir el ángulo
void Comprobacion_2(){
  valor_a = constrain(valor_a, v_min, v_max);
  int vp2 = valor_p+2;
  if(valor_a <= vp2){
    v_bloqueo++;
  }
  else{
    v_bloqueo = 0;
  }
  valor_p = valor_a;
}

```

Figura III-10: Subprogramas de comprobación de los límites

---

## **CAPÍTULO IV**

# **PRESUPUESTO**

---

# CAPÍTULO IV. PRESUPUESTO

## 1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presenta el coste total aproximado que supone la fabricación de este dispositivo, así como el cálculo del umbral de rentabilidad si se decide su comercialización.

Este apartado es de gran importancia, ya que en él se va a poder comprobar si la órtesis cumple o no con el objetivo de ser accesible tanto para el paciente como para las consultas de los fisioterapeutas. El hecho de que el precio de la órtesis sea asumible por el usuario permite extender su uso, produciendo así un beneficio tanto para aquel que la ha adquirido como para la sociedad, ya que permitiría realizar los ejercicios de rehabilitación a un número mayor de personas y por tanto aumentar las posibilidades de recuperación de los pacientes.

Cabe destacar que lo que en este capítulo se va a mostrar corresponde con el coste total que supondría la órtesis completa, extrapolando los costes derivados del prototipo de un dedo desarrollado en este trabajo.

## 2. COSTES

Para poder calcular el coste total de la órtesis es necesario conocer los Costes Fijos (aquellos gastos que se tienen siempre, independientemente del nivel de producción, como pueden ser los salarios o gastos de administración) y los Costes Variables (los gastos que surgen según el nivel de producción, como los materiales).

El coste fijo representa el coste de desarrollo y programación. Para ello se realiza el cálculo de lo que un ingeniero cobraría por las horas trabajadas en el diseño, montaje y programación, tomando como base las horas que se reflejan en la planificación temporal de este trabajo.

Según los artículos 22 y 33 de la *Resolución de 30 de diciembre de 2016, de la Dirección General de Empleo, por la que se registra y publica el Convenio colectivo del sector de empresas de ingeniería y oficinas de estudios técnicos* (BOE, 18 de enero de 2017) un ingeniero cobra 23618.28 € al año (unos 1968.19 € al mes, incluyendo la parte proporcional de las pagas extras) y teniendo en cuenta que la jornada máxima anual de trabajo es de 1800 horas (unas 34.62 horas semanales). Con estos datos se puede calcular, como se muestra en la ecuación (4.1), cuánto gana un ingeniero al día.

$$1968.19 \left[ \frac{\text{€}}{\text{mes}} \right] / 30 \left[ \frac{\text{días}}{\text{mes}} \right] = 65.61 \left[ \frac{\text{€}}{\text{día}} \right] \quad (4.1)$$

Con este dato y sabiendo que trabaja unas 7 horas diarias, se obtiene finalmente lo que cobra un ingeniero en una hora: 9.37 €/h. Con esto y suponiendo que se invierten 110 horas (la selección de componentes, montaje, programación y ajustes del prototipo de este trabajo), el coste total de desarrollo es de 1030.70 €.

Como este coste encarecería demasiado el valor del dispositivo si se incluyera tal cual en el coste total, lo que se debe hacer es repartirlo, es decir, amortizarlo, en un periodo de tiempo equivalente a la vida útil que se estima que tendrá la órtesis. Si se estima que la vida útil de la órtesis es de 3 años, el coste fijo se calcularía según la ecuación 4.2:

$$1030.70 \left[ \frac{\text{€}}{\text{años}} \right] / 3 \left[ \text{años} \right] = 343.57 \left[ \frac{\text{€}}{\text{año}} \right] \quad (4.2)$$

Por tanto el Coste Fijo es de 343.57 €.

A continuación, se calculan los Costes Variables, que se corresponden con los precios de los componentes del dispositivo. En la Tabla IV-1 se hará un listado de todos los componentes con su precio de venta. Debe tenerse en cuenta que los costes aquí presentes son orientativos y muchos de los dispositivos que se incluyen en esta lista están sujetos a modificaciones, ya que puede que en proyectos futuros haya elementos más eficientes económica o funcionalmente que los aquí mostrados.

Tabla IV-1: Desglose del Coste Variable

COMPONENTE	PRECIO UNITARIO (€)	UNIDADES	COSTE TOTAL (€)
Bobina de Smartfil Medical	44.51	1	44.51
Sensor de flexión	7.95	5	39.75
Servomotor	12.95	5	64.75
Arduino Mega 2560 rev 3	43.51	1	43.51
Batería	15.64	1	28.02
Muelle de compresión	0.64	5	3.20
Muelle de torsión	0,80	10	8
Tira de velcro	0,80	1	0.80
Cable <i>bowden</i>	10.88	1	10.88
Tornillos	0.20	5	1
Varillas de hierro	0.75	5	3.75



Tabla IV-1: Desglose del Coste Variable (Continuación)

COMPONENTE	PRECIO UNITARIO (€)	UNIDADES	COSTE TOTAL (€)
Guante	12.5	1	12.5
Led	0.47	1	0.47
Resistencias eléctricas	0.14	7	0.98
Conector clincher	1.70	1	1.70
Cables jumper	1.93	1	1.93
Pulsadores	0.50	2	1
<b>Coste total</b>			<b>266.75</b>

Deben tenerse en cuenta una serie de consideraciones a la hora de interpretar la tabla:

- Se ha seleccionado una bobina entera de Smartfil Medical ya que se desconoce la cantidad exacta de material necesaria para la impresión del exoesqueleto entero.
- Además de los muelles de compresión se ha añadido el coste de los muelles de torsión, ya que en las pruebas se consideró que serán necesarios para asistir al movimiento de flexión del dedo.
- Se ha incluido el precio de los tornillos y varillas de hierro que se han utilizado como ejes, aunque cabe la posibilidad de modificar estos componentes por unos de mejor calidad.
- El cable que se compró para esta aplicación era de 1 m y se ha utilizado una porción de unos 50 cm aproximadamente. El precio que se observa en la tabla es el del cable completo.
- El precio del guante es aproximado, ya que se ha consultado el precio de algunos modelos de características similares a las necesarias.

Por lo que el Coste Variable es de 266.75 €.

Una vez calculados todos los costes (en la Tabla IV-2 se observa un desglose de los mismos), es posible obtener el coste total de producción de la órtesis, siendo de 610.32 €.

Tabla IV-2: Desglose de costes

	COSTE (€)
Coste Fijo	343.57
Coste Variable	266.75
<b>Coste Total</b>	<b>610.32</b>

Con estos datos y suponiendo un precio de venta de 300 € la unidad, es posible calcular el umbral de rentabilidad (el número de unidades que deben producirse y venderse para obtener un beneficio nulo) con lo que se consigue cubrir los costes totales. El umbral de rentabilidad se calcula según la ecuación (4.3).

$$Q = \frac{CF}{PVP - CVu} = \frac{343.57 [\text{€}]}{300 [\text{€}] - 266.75 [\text{€/u}]} = 10.33 [\text{u}] \quad (4.3)$$

Siendo  $Q$  el umbral de rentabilidad,  $CF$  los Costes Fijos,  $PVP$  el precio de venta y  $CVu$  el Coste Variable unitario.

Por tanto, a partir de la venta de 11 unidades, se empieza a obtener beneficios.



---

## **CAPÍTULO V**

# **CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS**

---

## CAPITULO V. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

### 1. CONCLUSIONES

El proceso para la terminación de este trabajo ha sido arduo, y ha sido descompuesto en varias etapas cuya realización ha dado lugar a un prototipo completamente funcional y que puede servir de base para proyectos futuros. Para poder analizar los resultados y poder valorar correctamente el trabajo realizado, es necesario explicar el punto de partida del mismo y de los materiales de los que se disponía, así como todo el proceso de montaje y programación.

Al iniciarse este trabajo se utilizó como referencia el trabajo (Delgado, J.L. 2017), en él se encontraba la lista de materiales que debían usarse además del diseño del propio exoesqueleto. Esto generó una serie de problemas que fue necesario resolver:

- Tras revisar la lista de dispositivos que compondrían el prototipo, se comprobó que era necesario recalcular algunos de los mismos (concretamente los muelles y el servomotor), ya que en el trabajo anterior no se realizó un cálculo exhaustivo de ellos. Además algunos de los componentes como los sensores no habían sido seleccionados.
- Durante el montaje se observaron también algunas carencias del diseño que impedían su correcto uso. En este aspecto destaca el no tener espacio para los sensores dentro del propio exoesqueleto, no tener un punto de apoyo para el muelle de compresión, no tener una forma correcta de introducir el cable *bowden* en la estructura, que la pieza de la falange proximal se tuerza con el movimiento y que no comprima de forma correcta el sensor al usar el velcro (en ocasiones deja espacio suficiente para que el sensor se mueva, variando las lecturas).

Para poder seguir con el trabajo era necesario resolver estas dificultades y se recurrió a la consulta de bibliografía y a los materiales de los que se disponían:

- Para la realización de los cálculos de los dispositivos se recurrió a la bibliografía para poder dimensionarlos correctamente, además se consultaron otros proyectos para concretar el sensor que iba a utilizarse.
- Respecto al exoesqueleto, se realizaron una serie de cambios para poder acomodar todos los dispositivos sin modificar el diseño de las piezas. Algunos de estos cambios fueron la adición de un guante que tuviera cosidos los sensores de forma que no fuera necesario que estos estuvieran dentro de la estructura, o practicar un agujero en la pieza de la falange media para poder introducir el cable.

Una vez resueltos todos los problemas de montaje se pudo proceder a la programación del prototipo de forma que el servomotor tirara del cable para producir el movimiento del dedo, y que mediante la monitorización del sensor se pudiera saber la posición aproximada en la que se encuentra el dedo pudiendo detectar si el movimiento ha sido obstaculizado.

Tras su montaje y programación, se ha conseguido una órtesis completamente funcional y que cumple con los objetivos que se habían marcado.

Una vez se completó el montaje y la programación, se realizó una prueba con la órtesis completa, monitorizándose el estado del sensor y se obtuvo la gráfica que se muestra en la Figura V-1. En ella se puede observar que se alcanzan los límites establecidos en el programa, aunque sigue siendo necesario realizar algunos ajustes al diseño de forma que el exoesqueleto mantenga fijo el sensor al dedo, ya que como se observa entre los 20 y 35 segundos, pese a estar el dedo estirado el sensor no lo captaba bien, y el servomotor siguió tirando hasta alcanzar el ángulo máximo indicado en el programa. Debido a esto tuvo que aplicarse un poco de fuerza con el dedo para que el sensor llegara al límite y continuara con el programa. Además, dado que no se han colocado muelles de torsión debe flexionarse voluntariamente el dedo para que este vuelva a su posición inicial.

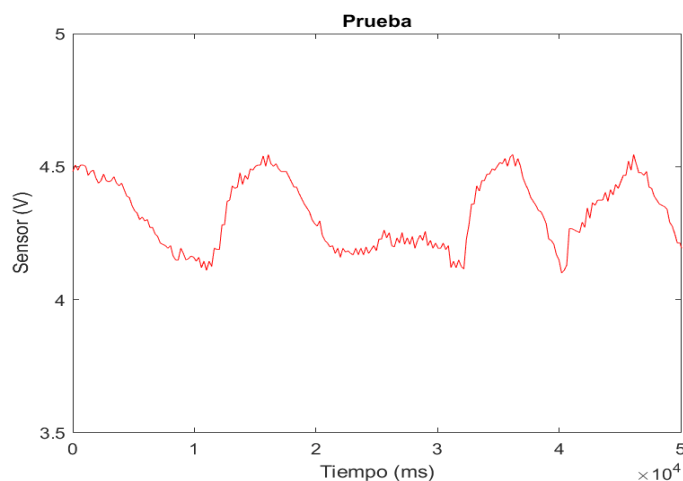


Figura V-1: Gráfica de la prueba con la órtesis completa

Pese a que el prototipo se ha finalizado, el proyecto dista mucho de estar concluido:

- Todo lo trabajado ha sido para conseguir la órtesis de un solo dedo, siendo el objetivo final del proyecto el de obtener un dispositivo funcional para toda la mano. Este trabajo sirve de base para el diseño del resto del exoesqueleto, pudiéndose además extrapolar el programa aquí realizado al resto de dedos, aunque se requerirá desarrollar un algoritmo para implementar la coordinación entre el movimiento de los distintos dedos.
- El prototipo tiene una serie de aspectos que es necesario modificar, como puede ser el guante, ya que este tiende a estirarse cuando se mueve la mano haciendo que el exoesqueleto se mueva también; o la propia estructura del exoesqueleto para ajustarla mejor al dedo.

- También deberán realizarse ajustes para otras posibles aplicaciones que este dispositivo pueda tener.

Una vez se hayan mitigado todas las deficiencias que hayan podido surgir y se realicen modificaciones a la estructura para adaptarla mejor a la mano y que permita alojar cómodamente todos los dispositivos electrónicos, la órtesis estará completa y se podrá proceder a su comercialización.

El precio que se ha supuesto para la órtesis, aunque orientativo, muestra que el dispositivo, pese a su complejidad, puede ser fácilmente adquirido por hospitales y clínicas de fisioterapia, existiendo además la posibilidad de que el propio paciente pueda adquirirlo para poder realizar la rehabilitación en su domicilio. Esto permitirá extender su uso y mejorar la calidad de vida de las personas que han sufrido un accidente cerebrovascular.

Es posible ver el prototipo en funcionamiento en el siguiente enlace: <https://drive.google.com/drive/folders/1WBp-5bvWyOXezPInBmRzMMV-ZvOMy9WA?usp=sharing>

## 2. TRABAJOS FUTUROS

Este trabajo, como se ha mencionado anteriormente, forma parte de un proyecto mayor cuya finalidad es la obtener una órtesis completamente funcional. Para ello es necesario perfilar con cada trabajo lo que será necesario en el siguiente.

En este apartado se expondrán las posibles modificaciones que se consideran necesarias dado el estado actual del proyecto, así como las necesidades que han ido surgiendo durante el desarrollo de este prototipo. También se expondrán una serie de posibles aplicaciones y sistemas complementarios que potenciarán las funcionalidades del dispositivo final.

### 2.1. Modificaciones y necesidades

Para la obtención final de un dispositivo completamente operativo y sin fallos, es necesario realizar algunas modificaciones para poder perfeccionar su funcionamiento. Muchas de dichas modificaciones están relacionadas con los avances tecnológicos y la disponibilidad en el mercado, por lo que algunos de los componentes utilizados en este prototipo están sujetos a modificaciones. Algunas de esas modificaciones, pueden producirse en:

- Servomotores: para este prototipo se han utilizado unos servos con un par entre 13 y 15 Kg.cm. Si se realizara alguna modificación en la estructura del exoesqueleto, o en la carga que los servomotores tienen que desplazar sería necesario recalcular el par necesario. Además, si se utilizaran motores más pequeños, pero con una potencia similar, se podrían estos acomodar mejor en el brazo.
- Batería: la batería seleccionada, pese a no ser de gran tamaño, es un componente muy voluminoso. Esto provoca que o bien sea necesaria la fabricación de una estructura a modo de caja que contenga la batería y el cableado, forzando a que deba ser transportada junto a la órtesis; o que se tenga que diseñar una pieza anexa al brazo que contenga la batería, la placa Arduino y los demás sistemas electrónicos, lo cual aumentaría el tamaño y peso de la órtesis, haciendo que esta se vuelva más aparatosa. Una posible solución para este problema es el uso de baterías de celdas de grafeno las cuales tienen un menor tamaño pero mayor capacidad para acumular energía, y por lo tanto pueden alargar el posible uso de este dispositivo.
- Placa Arduino: la tecnología de estas placas avanza a pasos agigantados, y cada vez es más frecuente encontrar dispositivos que cumplen la misma función pero con pequeñas diferencias en las especificaciones. Una posible mejora para este proyecto sería el uso de una placa más pequeña que la usada en este trabajo, de forma que se redujera el espacio y peso de la órtesis. Se podría estudiar la posibilidad de utilizar la placa Arduino LilyPad (ver Figura V-2), un dispositivo pensado para proyectos relacionados con ropa, ya que permite ser cosido a esta y utilizar hilo conductor para la conexión con sensores y actuadores. El único inconveniente de estos componentes es que no tienen la versatilidad del Arduino Mega, en cuanto a número de pines y alimentación se refiere.

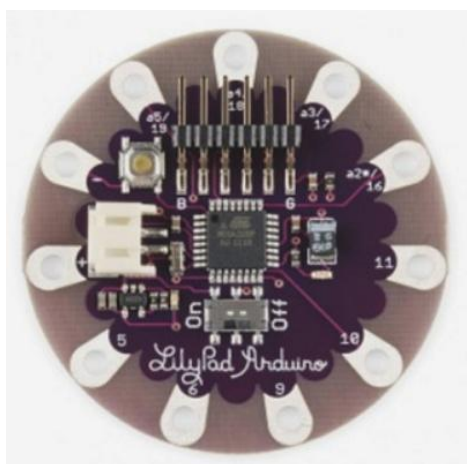


Figura V-2: Placa Arduino LilyPad (Arduino, 2018c)



Otras modificaciones que se consideran necesarias, son las referentes a la estructura del exoesqueleto, ya que a la hora de realizar el montaje se apreciaron algunas deficiencias:

- La parte hueca de la pieza correspondiente al metacarpo debería estrecharse un poco para poder acomodar mejor el muelle de compresión. La estructura actual es muy ancha y se debe utilizar la funda del cable a modo de obstáculo para que el muelle cumpla su función. De solucionar este problema se podría aumentar el ancho del muelle y reducir su longitud, por lo que se podrían utilizar muelles con una mayor fuerza para alcanzar la posición inicial de la mano.
- La pieza de la falange media debe de ser reestructurada de forma que se pueda enganchar el cable transmisor de movimiento sin ningún problema y sin que cause ningún perjuicio al usuario. Tal y como está diseñada la pieza es necesario practicarle, tal y como se ha hecho, un agujero en la parte superior para poder introducir el cable sin que este toque la piel.

Tras realizar el prototipo y de cara a la fabricación de la órtesis completa, es necesario considerar el diseño de una placa electrónica para el correcto control de todos los dispositivos que la componen. Esta necesidad surge a raíz de que el Arduino es incapaz de alimentar a cinco servomotores a la vez (por lo que es necesario alimentarlos de forma externa) sin comprometer su funcionamiento. Además, es necesario el uso de resistencias para que los sensores funcionen y de pulsadores para inicializar el programa o para alternar entre las distintas aplicaciones futuras que se incluyan.

También, deben diseñarse más piezas para completar el exoesqueleto, ya que actualmente solo están diseñadas las estructuras de los dedos. Algunas de estas piezas pueden servir para albergar todos los dispositivos electrónicos, ubicar los servomotores en el antebrazo o fijar con más firmeza la estructura del metacarpo a la mano.

Otra idea que resultaría interesante sería la de desarrollar un algoritmo que permitiera crear la estructura según las especificaciones indicadas por el especialista encargado de la rehabilitación, ya que las dimensiones de las manos de los pacientes suelen variar.

## 2.2. Aplicaciones y sistemas complementarios

Debido a su naturaleza, este dispositivo tiene el potencial para convertirse en una herramienta excelente para la rehabilitación las personas que han sufrido un ictus, ya que el programa y los componentes son lo suficientemente versátiles como para permitir una mayor variedad de aplicaciones. Además, podría formar parte de un proyecto aun más ambicioso y utilizar otras tecnologías para complementar y mejorar todo el proceso de rehabilitación.

El programa que aquí se ha creado permite el control de los movimientos de flexión y extensión del dedo, y supone la base para aplicaciones futuras, que en todo momento deben respetar las limitaciones debidas al estado del paciente, como puede ser el caso de la rigidez de los dedos.

Estas futuras aplicaciones pueden consistir en:

- Sistema de aprendizaje: gracias a la capacidad de Arduino para guardar la información de los sensores y a que el guante y el exoesqueleto pueden separarse, se puede crear una rutina que al activarse permitiría que el fisioterapeuta pueda programar los movimientos únicamente haciendo uso del guante. El programa debería leer las medidas de los sensores y tratar de reproducirlas cuando el paciente se ponga la órtesis completa.
- Sistema Maestro-Esclavo: para esto sería necesario el uso de dos guantes sensores. Uno de los guantes, junto al exoesqueleto lo portaría el paciente en la mano afectada por la parálisis, y en la otra (siempre y cuando pueda moverla, en caso de que sea incapaz, podría portarla el especialista) tendría puesto únicamente un guante sensor; de forma que al realizar los movimientos con una mano, la que porta el exoesqueleto la imite. Esto amplía mucho el potencial del dispositivo ya que por un lado, con un solo guante se podrían controlar la rehabilitación de varios pacientes con las mismas características, y por otro lado, y más importante, el dispositivo podría ayudar a restablecer la conexión cerebro-motriz en la mano afectada por el Ictus al traducir las intenciones generadas por el cerebro del paciente en movimientos en la órtesis gracias al movimiento de referencia llevado a cabo por la mano sana que porta el guante sensor, no requiriendo así interpretar ningún tipo de señal bioeléctrica
- Alternancia de movimientos de dedos, modificaciones de tiempo y velocidad: esto es necesario para que el fisioterapeuta sea capaz de personalizar aun más el programa para que se ajuste más a las necesidades del paciente. Esto implica la necesidad de desarrollar una interfaz donde el especialista pueda alterar los datos de la aplicación.

Además de poder diseñarse aplicaciones en función del programa básico, la órtesis puede ser compatible con otros dispositivos o tecnologías:

- Pantalla táctil y Raspberry Pi: si bien, las placas Arduino pueden conectarse a pantallas táctiles, debe tenerse en cuenta que éstas suelen hacer uso de un gran número de pines, por lo que la cantidad de dispositivos que pueden estar conectados al Arduino queda muy limitada.

Una solución a este problema sería el de adquirir una Raspberry Pi (ver Figura V-3) que por un lado estaría conectada a una pantalla táctil, y por otro al Arduino; lo cual haría posible diseñar una aplicación mediante un programa de desarrollo de aplicaciones (un ejemplo podría ser el programa Kivy (Kivy, 2018) a modo de interfaz, lo que permitiría al paciente y al fisioterapeuta interactuar con el dispositivo. De esta forma el usuario podría seleccionar con comodidad el modo en el que se desea que funcione la órtesis y la

Raspberry, seguidamente, se encargaría de indicar al Arduino la rutina del programa que debe seguir.



Figura V-3: Raspberry Pi 3 modelo B+ (Raspberry Pi, 2018)

El único inconveniente que esta alternativa presenta es que el coste final del dispositivo aumente, y con él su tamaño, haciendo necesario diseñar elementos que alberguen tanto la Raspberry como la pantalla táctil.

- Gafas de realidad virtual: la rehabilitación que hace uso de la realidad virtual está demostrando ser en los últimos años de gran ayuda para la recuperación del paciente (Guzmán, D.E., et al., 2016), por lo que resultaría interesante combinar esta tecnología con la órtesis mediante el uso de gafas de realidad virtual (ver Figura V-4).



Figura V-4: Ejemplo de gafas de realidad virtual (DCIM, 2018)

El uso de estos dispositivos permitiría complementar el movimiento del exoesqueleto con actividades o juegos creados en un ambiente virtual con el fin de aumentar la motivación del paciente y aumentando así la eficiencia de la rehabilitación, lo que sin duda beneficiaría al paciente.

---

## **CAPÍTULO VI**

## **BIBLIOGRAFÍA**

---

## CAPÍTULO VI. BIBLIOGRAFÍA

Abdallah, I. B., Bouteraa, Y., Rekik, C., (2017) Design and Development of 3-D Printed Myoelectric Robotic Exoskeleton for Hand Rehabilitation. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, 10(2), 341-366

Alvarez, R. (2018) *HAL, el exoesqueleto de Cyberdyne que se controla con la mente, finalmente está listo para salir a la venta*. Recuperado el 20 de octubre de 2018, de <https://www.xataka.com/medicina-y-salud/hal-el-exoesqueleto-de-cyberdyne-que-se-controla-con-la-mente-finalmente-esta-listo-para-salir-a-la-venta>

Arduino (2018a). *Arduino Mega 2056 rev 3*. Recuperado el 22 de octubre de 2018 de <https://store.arduino.cc/arduino-mega-2560-rev3>

Arduino (2018b). *Servo Library*. Recuperado el 21 de noviembre de 2018 de <https://www.arduino.cc/en/Reference/Servo>

Arduino (2018c). *Lilypad Arduino Simple*. Recuperado el 1 de diciembre de 2018 de <https://store.arduino.cc/lilypad-arduino-simple>

Aubin, P. M., Sallum, H., Walsh, C., Stirling, L., Correia, A., (2013). *A Pediatric Robotic Thumb Exoskeleton for at-Home Rehabilitation*. *2013 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*

Borboni, A., Mor, M., Faglia, R., (2016). *Gloreha – Hand Robotic Rehabilitation: Design, Mechanical Model, and Experiments*. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 138(11) 111003-3

BricoGeek (2018a). *Pulsador switch 12 mm*. Recuperado el 28 de noviembre de 2018 de <https://tienda.bricogeek.com/componentes/298-pulsador-switch-12mm.html>

BricoGeek (2018b). *Conector Amphenol FCI Clincher - 2 pines Macho*. Recuperado el 28 de noviembre de 2018 de <https://tienda.bricogeek.com/conectores/1164-conector-amphenol-fci-clincher-2-pines-macho.html>

Chamorro, K., (2016) *Construcción de una Mano Robótica Enfocado al Control de Movimiento de la Muñeca*. Trabajo Fin de Grado Ingeniería Mecatrónica, Universidad de Ibarra.

Guzmán, D.E., Londoño, J., (2016). Rehabilitación de miembro superior con ambientes virtuales: revisión. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 37(3), 271-285.

DCIM (2018). *Gafas de Realidad Virtual Vr box + Control Bluetooth*. Recuperado el 2 de diciembre de 2018 de <http://dcimecuador.com/producto/vr-box-control/>

Delgado, J. L., (2017) *Desarrollo de un Dispositivo Robotico para la Rehabilitacion de la Mano*. Trabajo Fin de Grado Ingeniería Mecánica, Universidad de Almería

Electan (2018). *Sensor de Flexion Sparkfun*. Recuperado el 22 de octubre de 2018 de <https://www.electan.com/sensor-flexion-sparkfun-p-3135.html>

Federacion Española de Ictus (2018). *Ictus: un problema socio-sanitario*. Recuperado el 20 de octubre de 2018, de <https://ictusfederacion.es/infoictus/codigo-ictus/>

FG Team (2014) *Barret Introduces Proficio Robotic Arm with VirtualRehab games*. Recuperado el 20 de octubre de 2018, de <https://fitness-gaming.com/news/health-and-rehab/proficio-robotic-arm.html>

Gutekunst Federn (2018). *Muelle de Torsión / de Hilo / de acero*. Recuperado el 20 de noviembre de 2018 de <http://www.directindustry.es/prod/gutekunst-federn/product-15174-34757.html>

Hibike (2018). *Shimano MTB juego cables de freno negro (-a) SUS*. Recuperado el 21 de noviembre de 2018 de <https://www.hibike.es/shimano-mtb-juego-cables-de-freno-negro-a-sus-p00ad4975523956c547cbe914a0a0c2b0>

Instituto Nacional de Estadística (2018). Defunciones según la Causa de Muerte. Recuperado el 11 de octubre de 2018, de <http://www.ine.es/jaxiT3/Datos.htm?t=7947>

Irimia, D. C., Poboroniuc, M. S., Hatopanu, S., Sticea, D., Paicu, G., Ignat, B. I. (2016) Post-Stroke Hand Rehabilitation Using a Hybrid FES-Robotic Glove. *International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE 2016)*, 356-359

Kawasaki, H., Ito, S., Ishigure, Y., Nishimoto, Y., Aoki, T., Mouri, T., Sakaeda, H. y Aber, M. (2007) Development of a Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control. *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. 234-240

Kivy (2018). *Getting Started >> Introduction*. Recuperado el 2 de diciembre de 2018 de <https://kivy.org/doc/stable/gettingstarted/intro.html>

Leybon, J., Ramirez, M., Taboada, V., 2006. Sensor Foto-Electrico Aplicado al Movimiento de los Dedos de las Manos. *Computacion y Sistemas*, 10(1), 57-68

Ministerio de Sanidad y Política Social (2009). *Estrategia en Ictus del Sistema Nacional de Salud*. Madrid: Ministerio de Sanidad y Política Social

Ramírez, Y., (2010) *Servomotores*. Recuperado el 23 de octubre de 2018 de <https://www.monografias.com/trabajos60/servo-motores/servo-motores.shtml>

Raspberry Pi (2018). *Raspebrry Pi 3 model B+*. Recuperado el 2 de diciembre de 2018 de <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b-plus/>

Ministerio de Empleo y Política Social (18 de enero de 2017). *Resolución de 30 de diciembre de 2016, de la Dirección General de Empleo, por la que se registra y publica el Convenio colectivo del sector de empresas de ingeniería y oficinas de estudios técnicos*. Boletín Oficial del Estado.

Rincón, A., (2015) *Prototipo de Exoesqueleto para la Rehabilitación Motora de los Dedos de la Mano Humana*. Trabajo Fin de Máster en Mecatrónica y Control, Universidad Autónoma de Manizales.

RnDMOTO (2018). *Throttle cable / Bowden cable 180cm – universal*. Recuperado el 21 de noviembre de 2018 de <https://rndmoto.com/shop/scooters/throttle-cable-bowden-cable-180cm-universal/>

Roll Mecatronic (2018). *Cables Jumper H-M*. Recuperado el 28 de noviembre de 2018 de <http://rollmecatronic.com/producto/cables-h-m>

RS (2018a). *Batería de plomo ácido, Fiamm, 6V 12Ah, AGM*. Recuperado el 12 de enero de 2019 de <https://es.rs-online.com/web/p/baterias-recargables-de-plomo-acido/8431376/>

RS (2018b). *LED Kingbright, Montaje en orificio pasante, Verde, 568 nm, 20 mcd, 2 V, 60°, Serie Solid State Lamp, 5 mm (T-1 3/4)*. Recuperado el 28 de noviembre de 2018 de <https://es.rs-online.com/web/p/led-visibles/2286004/>

RS (2018c). *Resistencia fija de película de carbono, TE Connectivity, 10k $\Omega$ ,  $\pm$ 5%, 0,5W, Axial, Serie CFR50*. Recuperado el 28 de noviembre de 2018 de <https://es.rs-online.com/web/p/resistencias-fijas-de-orificio-pasante/0132731/>

RS PRO (2018). *Muelle de Compresión RS PRO, Aleación de Acero, 56mm x 11mm, 0.81N/mm*. Recuperado el 20 de noviembre de 2018 de <https://es.rs-online.com/web/p/muelles-de-compresion/0751613/>

Smart Materials 3D (2018). *Smartfil Medical*. Recuperado el 22 de octubre de 2018 de <https://smartmaterials3d.com/es/tienda-smart/94-smartfil-medical.html>



Tormodel (2018a). Servo 15 Kg. Metal - GoTeck GS-5515MG. Recuperado el 21 de noviembre de 2018 de [https://www.tormodel.com/index.php?id\\_product=1874&controller=product&search\\_query=Servo+15+Kg.+Metal+-+GoTeck+GS-5515MG&results=372](https://www.tormodel.com/index.php?id_product=1874&controller=product&search_query=Servo+15+Kg.+Metal+-+GoTeck+GS-5515MG&results=372)

Tormodel (2018b). *Varilla de Acero M2 con punta roscada de 300 mm.* Recuperado el 26 de noviembre de 2018 de [https://www.tormodel.com/index.php?id\\_product=658&controller=product&search\\_query=100251+&results=1](https://www.tormodel.com/index.php?id_product=658&controller=product&search_query=100251+&results=1)

---

# **ANEXOS**

---



## ANEXO 1: CÓDIGO DEL PROGRAMA DE CONTROL DE LA ÓRTESIS

```

#include <Servo.h>          //Librería para el servomotor

Servo motor;              //Definición del servo

int encendido;           //Variable del botón de encendido

int rehabilitacion;      //Variable del botón del modo rehabilitación

int pulsado_1 = 0;       //Estado anterior de la variable del botón
encendido

int pulsado_2 = 0;       //Estado anterior de la variable del del
modo rehabilitación

int b1 = 0;              //Variable auxiliar para encendido

int b2 = 0;              //Variable auxiliar para modo rehabilitación

const int sensor = 0;    //Variable donde se indica el pin analógico
del sensor

int v_max;               //Límite superior del sensor

int v_min = 843;         //Límite inferior del sensot

int valor_a;             //Valor actual del sensor

int valor_p;             //Valor anterior del sensor

int angulo = 0;          //Variable del ángulo del servomotor

int v_bloqueo = 0;       //Variable auxiliar de los bucles de
aumento y disminución de ángulo

int v_inicio = 0;        //Variable auxiliar para el inicio de
la rehabilitación

//Subprograma para lectura del botón de encendido
void Encendido_Apagado() {

    if (encendido == HIGH && pulsado_1 == LOW) {

        b1 = 1-b1;
    }
}

```

```
    delay(1000);
  }
  pulsado_1 = encendido;
}

//Subprograma para lectura del botón del modo rehabilitación
void Pulsar_Rehabilitacion(){
  if (rehabilitacion == HIGH && pulsado_2 == LOW ){
    b2 = 1-b2;
    if (v_inicio == 0){
      valor_a = analogRead(sensor);
      valor_p = valor_a;
      v_max = valor_a;
      v_inicio = 1;
      Serial.print("Valor inicial:");
      Serial.println(valor_a);
    }
    v_bloqueo = 0;
    delay(1000);
  }
  pulsado_2 = rehabilitacion;
}

//Subprograma para lectura del sensor
void Lectura_Sensor(){
  Serial.println("Lectura Estado Sensor");
  int cuenta = 0;
```

```
valor_a = 0;
int valor;
for(cuenta; cuenta < 15; cuenta++){
    valor = analogRead(sensor);
    valor_a = valor_a + valor;
    delay(5);
}
valor_a = valor_a/15;
Serial.print("valor actual:  ");
Serial.println(valor_a);
delay(100);
}

//Subprograma para la comprobación del estado del dedo tras aumentar
el ángulo
void Comprobacion_1(){
    valor_a = constrain(valor_a, v_min, v_max);
    int vp1 = valor_p-2;
    if(valor_a >= vp1){
        v_bloqueo++;
    }
    else{
        v_bloqueo = 0;
    }
    valor_p = valor_a;
}
```

```
//Subprograma para la comprobación del estado del dedo tras  
disminuir el ángulo
```

```
void Comprobacion_2(){  
    valor_a = constrain(valor_a, v_min, v_max);  
    int vp2 = valor_p+2;  
    if(valor_a <= vp2){  
        v_bloqueo++;  
    }  
    else{  
        v_bloqueo = 0;  
    }  
    valor_p = valor_a;  
}
```

```
//Subprograma para el aumento del ángulo del servomotor
```

```
void Aumentar_Angulo(){  
    for(valor_a; valor_a > v_min;){  
        encendido = digitalRead(23);  
        rehabilitacion = digitalRead(27);  
        if (encendido == HIGH && pulsado_1 == LOW){  
            b1 = 1-b1;  
            v_bloqueo = 5;  
            break;  
            delay(1000);  
        }  
        if (v_bloqueo != 0){  
            angulo=angulo+2;  
        }  
    }  
}
```

```
    }
else{
    angulo=angulo+5;
    }
angulo=constrain(angulo,0,160);
motor.write(angulo);
Lectura_Sensor();
Comprobacion_1();
if (valor_a == v_min){
    Serial.println("Limite inferior alcanzado");
    break;
    }
else{
    if (v_bloqueo == 5){
        Serial.println("Bloqueo");
        break;
        }
    }
}
}

//Subprograma para la disminución del ángulo del servomotor
void Disminuir_Angulo(){
    for(valor_a; valor_a < v_max;){
        encendido = digitalRead(23);
        rehabilitacion = digitalRead(27);
        if (encendido == HIGH && pulsado_1 == LOW){
```



```
b1 = 1-b1;
v_bloqueo = 5;
break;
delay(1000);
}
if (v_bloqueo != 0){
    angulo=angulo-2;
}
else{
    angulo=angulo-5;
}
angulo=constrain(angulo,0,160);
motor.write(angulo);
Lectura_Sensor();
Comprobacion_2();
if (valor_a == v_max){
    Serial.println("Limite superior alcanzado");
    break;
}
else{
    if (v_bloqueo == 5){
        Serial.println("Bloqueo");
        break;
    }
}
}
```

```
//Subprograma para la realización de la rehabilitación
void Modo_Rehabilitacion(){
    Serial.println("Modo Rehabilitación");
    while(v_bloqueo < 5){
        Aumentar_Angulo();
        if (v_bloqueo == 5){
            break;
        }
        delay(1000);
        v_bloqueo = 0;
        Disminuir_Angulo();
        if (v_bloqueo == 5){
            break;
        }
        delay(1000);
        v_bloqueo = 0;
    }
    Serial.println("Fin Modo Rehabilitación");
    b2 = 0;
    //valor_p = 0;
}

//Definición de las salidas y entradas de Arduino
void setup() {
    //Pulsador 1
    pinMode(23, INPUT);
}
```

```
//Pulsador 2
pinMode(27, INPUT);

//Led
pinMode(22, OUTPUT);
motor.attach(8);
Serial.begin(9600);
}

//Programa Principal
void loop() {
    encendido = digitalRead(23);
    rehabilitacion = digitalRead(27);
    Encendido_Apagado();
    if (b1 == 1){
        digitalWrite(22,HIGH);
        Pulsar_Rehabilitacion();
        if (b2 == 1){
            Modo_Rehabilitacion();
        }
        delay(50);
    }
    else{
        digitalWrite(22,LOW);
        b1 = 0;
        b2 = 0;
        v_inicio = 0;
        angulo = 0;
    }
}
```

```
valor_a = 0;
valor_p = 0;
motor.write(0);
}
}
```

El ictus o accidente cerebrovascular afecta a un gran número de personas, especialmente a aquellas de mayor de edad, y cuya principal consecuencia es la pérdida parcial o total de la movilidad de algunas partes del cuerpo. El objetivo de este trabajo es el de montar y programar un exoesqueleto robótico u órtesis para asistir la rehabilitación de los dedos de la mano, de forma que sea el robot el que realice los ejercicios y no el fisioterapeuta. Como añadido a la premisa anterior, el coste del dispositivo deberá ser lo suficientemente asumible tanto por clínicas de fisioterapia como por los propios pacientes, de forma tal que su uso se extienda a un mayor número de estos últimos y las tasas de recuperación aumenten.

The stroke affects a large number of people, especially the elders, and its main consequence is the partial or total lost of mobility of some parts of the body. The objective of this project is to assemble and program a robotic exoskeleton or orthosis to assist the rehabilitation of hand's fingers, so that is the robot that performs the exercises and not the physiotherapist. As an addition to the previous premise, the cost of the device must be sufficiently affordable for both the physiotherapy clinics and by the patients themselves, in such a way that its use extends to a greater number of the latter and the recovery rates increase.

